

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Professor Dr. M. Hofmann)

FUNKTIONELLE KIEFERGELENKBELASTUNG UND UNTERKIEFER-DEFORMATION

Dem Fachbereich Medizin
der
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
als
Habilitationsschrift

vorgelegt von
Dr. Peter Ludwig
1976

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Professor Dr. M. Hofmann)

FUNKTIONELLE KIEFERGELENKBELASTUNG UND UNTERKIEFER-DEFORMATION

Dem Fachbereich Medizin
der
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
als
Habilitationsschrift

vorgelegt von
Dr. Peter Ludwig

1976

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. EINLEITUNG	1
2. BISHERRIGE UNTERSUCHUNGEN ZUM FUNKTIONS- PRINZIP DES KAUORGANS	3
2.1 Die Hebelnatur des Unterkiefers	3
2.2 Die Verformung des Unterkiefers	5
3. KRITISCHE BEURTEILUNG DER BISHERRIGEN UNTERSUCHUNGEN	5
3.1 Hebeltheorien	5
3.2 Die Nichthebeltheorien	8
3.3 Die Vertikalverformung des Unterkiefers	9
4. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	10
4.1 Problemstellung	10
4.2 Meßsysteme	11
4.3 Meßanordnung	19
4.4 Durchführung der Versuche	23
4.5 Auswertung der Meßergebnisse	24
5. ERGEBNISSE	27
5.1 Vertikal-Verlagerung des Unterkiefers bei beidseitiger distaler, zentraler und mesialer Abstützung sowie maximaler individueller Kieferschließkraft. Kauorgan ohne krankhafte Befunde.	27
5.2 Vertikal-Verlagerung des Unterkiefers bei einseitiger distaler, zentraler und mesialer Abstützung sowie maximaler individueller Kieferschließkraft. Kauorgan ohne krankhafte Befunde.	29

5.3	Vertikal-Verlagerung des Unterkiefers bei beidseitiger distaler und zentraler Abstützung sowie maximaler individueller Kieferschließkraft. Kauorgan mit krankhaften Befunden.	34
5.4	Vertikal-Verlagerung des Unterkiefers während schrittweiser Steigerung der Kieferschließkraft - Abstützung beiderseits zentral, mesial und distal - Schneidekantendistanz 15 mm	36
5.5	Verlagerung des Unterkiefers in transversaler Richtung während schrittweiser Steigerung der Kieferschlußkraft. Abstand einseitig mesial und distal. Schneidekantendistanz 15 mm. Kauorgan ohne krankhafte Befunde.	41
5.6	Elektrische Aktivität des M. masseter und M. temporalis auf der Kauseite und der Nichtkauseite bei ein- und beidseitiger Abstützung des Unterkiefers. Schneidekantendistanz 15 mm. Kauorgan ohne krankhafte Befunde.	43
5.7	Die Verformung des Unterkiefers bei maximaler individueller Kraftentfaltung der Kaumuskulatur	46
6.	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	49
6.1	Die Hebelmechanik des Unterkiefers	49
6.2	Die Verformung des Unterkiefers	66
6.3	Praktische Folgerungen	67
7.	ZUSAMMENFASSUNG DER UNTERSUCHUNG	68

ANHANG

Tabellen zur Verlagerung des Unterkiefers	73
Tabellen zur elektromyographischen Aktivität von Masseter und Temporalis	87
Tabellen zur Unterkiefer-Verwindung mit maximaler Kaukraft	99
Tabellen zum Rechenprogramm	101
LITERATURVERZEICHNIS	107

VORWORT

Eines der zentralen Probleme der restaurativen Zahnheilkunde sind die Zuordnung des Unterkiefers zum Oberkiefer, der Aufbau der Zahnreihen sowie die funktionelle Gestaltung der Mastikationsflächen. Die harmonische Abstimmung dieser Einzelkomponenten ist eine Voraussetzung für eine störungsfreie Funktion des gesamten stomatognathen Systems. Die Grundlagen hierfür stellt u. a. die Biomechanik des Organs dar. Um ihre Erarbeitung bemüht sich die wissenschaftliche Zahnheilkunde schon seit vielen Jahrzehnten.

Es ist bis heute noch nicht gelungen, diesen Fragenkomplex völlig abzuklären, was nicht zuletzt in der Schwierigkeit der Entwicklung geeigneter Untersuchungsmethoden lag. Diese Arbeit soll einen weiteren Beitrag zur Biomechanik des Kauorgans darstellen.

Die Anregung zur Bearbeitung dieses Fragenkomplexes ging von meinem verehrten Lehrer, Herrn Professor Dr. M. Hofmann, aus. Seiner freundlichen, moralischen Ermunterung und äußerst großzügigen Unterstützung verdanke ich ganz wesentlich das Zustandekommen der vorliegenden Untersuchungen.

In diesem Zusammenhang möchte ich außerdem unserem Mechanikermeister, Herrn Hans Reichelt, für seine unermüdliche Hilfeleistung bei der Anfertigung der feinmechanischen Geräte sowie Herrn Dipl.-Physiker Peter Pröschel für die Beratung in physikalischen Fragen, insbesondere bei der Erstellung des Rechenprogramms, sehr herzlich danken.

1. EINLEITUNG

Das menschliche Kauorgan besteht im wesentlichen aus den Zähnen mit ihren Stützgeweben, den Kiefern mit den Kiefergelenken und der Muskulatur mit ihrer neuralen Versorgung.

Die Funktionen des Kauorganes, in Form unterschiedlichster Bewegungsmuster des Unterkiefers, werden von der Muskulatur und den Kiefergelenken ausgeführt.

Die Muskulatur greift am Unterkiefer paarig in dreidimensionaler Anordnung an. Sie wird bewußt oder unbewußt über sensible Rezeptoren der Schleimhaut, der Kiefergelenke und des Desmodonts bzw. propriozeptive Organe der Muskulatur selbst gesteuert.

Die Kiefergelenke, bestehend aus den Gelenkgruben, den Disci articulares und den Kondylen sind Dreh-Gleitgelenke mit drei rotatorischen und drei translatorischen, also insgesamt sechs Freiheitsgraden. Sie lassen, wenn auch in unterschiedlichem Ausmaß, Bewegungen in allen räumlichen Richtungen zu, wobei die deutlichste Einschränkung in kranialer Richtung gegeben ist.

Seit den Anfängen der Artikulationslehre wird versucht, die Hebelnatur des Unterkiefers sowie die Verteilung der Kaukräfte innerhalb des Kauorganes zu klären.

Der streng mechanischen Anschauung einer unbedingten Führungsfunktion der Kiefergelenke im Sinne eines eindeutigen Dreh- und Widerlagers für alle Bewegungsabläufe des Unterkiefers wurde die Kaumuskulatur als führungsbestimmendes Element gegenübergestellt. Danach bildet die Masseter - Pterygoideus-Schlinge am Kieferwinkel das wirksame Dreh- bzw. Widerlager, während die Kiefergelenke lastfrei bleiben.

Gegen eine nennenswerte Belastbarkeit der Kiefergelenke spricht neben dem grazilen anatomischen Aufbau der Kiefergelenkregionen das Auftreten von Arthropathien als Folge von Belastungsmomenten, wie sie bei okklusalen Störkontakten bzw. Verlust der Stützzonen auftreten. Sind die Kiefergelenke aber nicht belastbar, so kann auch ihr Einfluß auf die Bewegungsführung des Unterkiefers nur mittelbar sein.

Im Gegensatz zur Gelenkführung ist die muskuläre Führung kaum faßbar. Da sich Folgeschäden gestörter okklusaler Beziehungen nicht selten zunächst in der Muskulatur manifestieren, muß ihr im Hinblick auf die Bewegungsführung des Unterkiefers eine den Kiefergelenken mindestens äquivalente Bedeutung beigemessen werden.

Als therapeutische Arbeitsgrundlage dient seit jeher die klar darstellbare Kondylenbahn, wobei davon ausgegangen wird, daß Gelenk- und Muskelführung identisch sind. Sollte dies aber nicht zutreffen, so können trotz scheinbarer harmonischer okklusaler Beziehungen unter dem Einfluß der Muskulatur Störkontakte mit ihren destruierenden Wirkungen auftreten.

Unter demselben Aspekt sind die Auswirkungen der Muskelkräfte auf den Unterkiefer selbst zu sehen. Die Form und die Dimensionierung des Unterkiefers lassen im Zusammenhang mit den Ansatzbereichen der Muskulatur und der Größenordnung der entwickelbaren Kräfte Deformationseffekte erwarten, die je nach Ausmaß infolge Niveauänderungen einzelner Zahnbogenregionen zu direkten Störkontakten führen könnten.

Andererseits sind im Falle einer kaudalen Durchbiegung des Unterkiefers Kraftwirkungen innerhalb einer Zahnreihe zu erwarten, diestellungsänderungen und damit, auf indirektem Weg, gestörte okklusale Beziehungen zwischen einzelnen Zähnen auslösen würden.

Für die Kenntnis einer störungsfreien eugnathe Funktion des Kauorganes ist es daher eine grundlegende Frage, wie die Muskulatur und die Kiefergelenke in die Bewegungsführung des Unterkiefers eingreifen und welche Wirkungen die am Unterkiefer angreifenden Muskelkräfte auf die Kiefergelenke und den Unterkiefer selbst ausüben.

2. B I S H E R I G E U N T E R S U C H U N G E N Z U M F U N K T I O N S P R I N Z I P D E S K A U O R G A N S

2.1 DIE HEBELNATUR DES UNTERKIEFERS

Die Hebelmechanik des Unterkiefers war während der vergangenen 70 Jahre Gegenstand zahlreicher Untersuchungen, wobei von Anfang an anglo-amerikanische und europäische Autoren gegensätzliche Meinungen vertraten.

Anhand von Modelluntersuchungen und Berechnungen auf der Basis anatomischer Studien formulierte GYSI (14) 1915 seine Hebeltheorie, welche die Artikulationslehre bis in die jüngste Vergangenheit maßgebend beeinflusste.

Danach ist der Unterkiefer als ein- bzw. zweiarmiger Hebel mit Drehpunkt und Widerlager in den Kiefergelenken anzusehen. Diese Auffassung wurde durch die Ergebnisse mechanischer Überlegungen und Berechnungen sowie klinischer Betrachtungen von WALKHOFF (45), WINKLER (50), SCHRÖDER (37), LOOS (24), ACKERMANN (1), BAY (5), WILD (5), HELLUY (16) sowie zuletzt von ROYDHOUSE (35) unterstützt.

Dagegen folgerten BALTERS (4) und FINDLAY (11) aus klinischen Beobachtungen am offenen Gelenk bzw. Messungen des Flüssigkeitsdrucks in der Gelenkkapsel, daß nur der balanceseitige Kondylus belastet, der arbeitsseitige Kondylus dagegen entlastet wird.

Andere Autoren lehnten eine nennenswerte mechanische Belastung beider Kondylen ab:

So schließen nach PUFF (32), KRAUSE (32), ROBINSON (34), STEINHARDT (42,43) und HILDEBRANDT (17) makro- und mikromorphologische Befunde der Gelenkgewebe, insbesondere des Diskus articularis eine mäßige Belastbarkeit nicht aus. FICK (10), FINDLAY (11), SICHER (39,40) REES (33) und PUFF (31) sprechen dem Diskus in diesem Zusammenhang eine Pufferfunktion zu, wonach der durch den M. pterygoideus lateralis gespannte Diskus den rücklaufenden Kondylus während dem Kauen abbremst.

Die Ergebnisse röntgen-kinematographischer Untersuchungen der Kondylenbahn bei Kauabläufen veranlaßte EICHNER (8) zu der Annahme, daß der belastete Unterkiefer rein muskulär geführt sein muß.

MOYERS (28) und LATIF (23) versuchten auf elektromyographischem Weg Rückschlüsse über die Koordination der Muskulatur zu gewinnen und leiten daraus ab, daß die Kiefergelenke nicht belastet werden.

Mittels statischer Berechnungen und Modellversuchen gelangten schließlich PRENTISS (30), WEIGELE (47), WILSON (49), ROBINSON (34), WEBER-THEDY (46), PAGE (29) und MOTSCH (27) ebenfalls zu der Überzeugung, daß die Kiefergelenke keiner oder nur einer sehr geringen Belastung ausgesetzt sind.

Sämtliche genannten Autoren versuchten die Teilkräfte der Kaumuskulatur vektoriell derart zu kombinieren, daß die resultierenden Kräfte voll auf den Speisebolus im Bereich der Zahnreihen zur Wirkung kommen, die Kiefergelenke aber lastfrei bleiben.

Einzelne Autoren wie WEBER-THEDY (46), WILSON (49), PRENTISS (30) und ROBINSON (34) gehen dabei so weit, daß sie dem Unterkiefer jegliche Hebelcharakteristik absprechen.

2.2 DIE VERFORMUNG DES UNTERKIEFERS

Die Größenordnung der Kieferschließkräfte in Relation zur Dimensionierung des Gesichtsskeletts, insbesondere des Unterkiefers, bedingt unterschiedlichste elastische Deformierungseffekte. 1925 beobachtete WETZEL (48) an frischen Leichenschädeln Biegungs- und Verwindungserscheinungen als Folge von Kräften wie sie beim Kauen entstehen.

ZAK (51) versuchte an Ziegenkiefern nachzuweisen, daß bereits bei geringen Krafteinwirkungen Verformungen im Bereich der Alveolarfortsätze auftreten.

JUNG (19,20) gelang schließlich erstmalig der experimentelle Nachweis, daß die Kieferskelette bereits bei normaler funktioneller Belastung erhebliche Deformationen erfahren. Bei Öffnungs- und Vorschubbewegungen des Unterkiefers ergab sich eine Torsion und Kompression der Mandibula mit Werten von 0,3 bis 0,7 mm.

Neben horizontalen Verformungen postulierte WINKLER (50) auf der Grundlage statischer Berechnungen 1921 auch eine vertikale Deformation des Unterkiefers.

SAALFRANK (36) und MOTSCH (27) versuchten diese vertikale Verformung mit einer Kunststoffmandibula darzustellen.

Insbesondere MOTSCH (27) konnte mit spannungsoptischen Untersuchungen an einem Araldit-Kiefermodell charakteristische Verformungseigenschaften des Unterkiefers zeigen.

Er bestätigte damit die Ergebnisse von MARX (25), der an Kieferpräparaten und in einem klinischen Selbstversuch die Verformungsrichtungen der Mandibula sichtbar machen konnte.

3. KRITISCHE BEURTEILUNG DER BISHERIGEN UNTERSUCHUNGEN

3.1 DIE HEBELTHEORIEN

3.1.1 Der ein- bzw. zweiarmige Hebel nach GYSI

Auf der Basis von Modellversuchen und daran orientierter Berechnungen liegt die Resultante der Kaumuskelkräfte

zwischen den Kiefergelenken und den dritten Molaren (Abb.1).

Aus dieser Anordnung folgt, daß der Unterkiefer bei beidseitigem Kauen als einarmiger Hebel mit Drehpunkt und Widerlager in den Kiefergelenken wirkt. Wird der Bolus von mesial nach distal verlagert, so nimmt die Gelenkbelastung ab, während sich der effektive Kaudruck erhöht.

Bei einseitigem Kauen stellt der Bolus in transversaler Richtung einen mehr oder weniger nachgiebigen Drehpunkt dar. Der Unterkiefer entspricht dadurch einem zweiarmigen Hebel, wobei sich der Muskelzug der Balanceseite zu dem der Kauseite addiert und damit den Wirkungsgrad des Systems vergrößert.

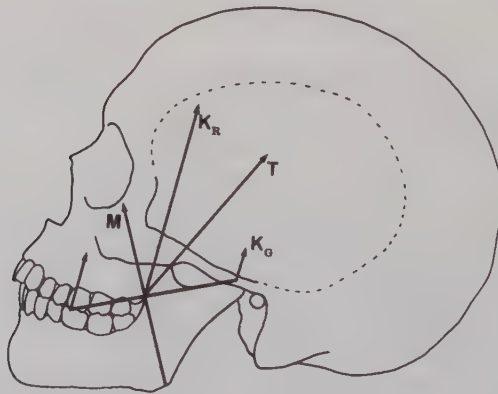


Abb. 1: Vektormodell der Kaumuskulatur
nach GYSI

M - Masseterkraft

T - Temporaliskraft

K_R - resultierende Muskelkraft

K_G - Gelenkbelastung

Wird der Bolus von mesial nach distal verschoben, so nimmt die Gelenkbelastung auf der Kauseite ab, während die Belastung des Balancekondylus groß bleibt.

Diese Ergebnisse wurden von WINKLER durch statische Berechnungen und von ROYDHOUSE mittels vektorieller Analyse der Muskelkräfte bestätigt. ACKERMANN korrigierte den Entwurf GYSIS dahingehend, daß er auf der Nichtkauseite geringere Kräfte ansetzte und damit den Balancekondylus entlastete.

Abgesehen von den Effekten, die sich aus dem unterschiedlichen Aktivierungsgrad einzelner Muskeln ergeben, haben GYSI und seine Anhänger bei der vektoriellen Koordination der hauptsächlichlichen Kieferschließmuskeln nur die auf den Kieferkörper wirkende vertikale Gesamtresultante dargestellt. Das Wesentliche, nämlich die unabhängige Zerlegung der Teilkomponenten des M. temporalis und des M. masseter bzw. M. pterygoideus medialis auf den Bolus und die Kiefergelenke wurde unterlassen.

Ohne die aus der Verlaufsrichtung dieser Muskelgruppen resultierenden Drehmomente ergeben sich zwangsläufig Gelenkbelastungen, die bis zu 70% der insgesamt wirksamen Muskelkräfte betragen können.

3.1.2 Der allgemeine Hebel nach MOTSCH

Unter der Voraussetzung, daß die Kiefergelenke weitestgehend lastfrei arbeiten, wird der Drehpunkt des Unterkiefers in den Wirkungsbereich der Kaukraft, nämlich in das Kaufeld verlegt, wobei sich die Lage des Drehpunktes, entsprechend der jeweiligen Position des Bolus, laufend ändert.

Es gelang mit Modellversuchen, bei gegebener Zugrichtung der Muskulatur, die Kraftwirkungen der Mm. masseteres, pterygoidei interni und temporales derart zu kombinieren, daß bei ein- und beidseitiger Belastung der Zahnreihen das Gesamtsystem in einem Gleichgewichtszustand verharrte.

Je weiter die Kaulast nach mesial verschoben wurde, umso mehr mußten die angreifenden Kräfte reduziert werden, damit der Gleichgewichtszustand erhalten blieb. Die daraus resultierende Abnahme der effektiven Kaukraft von distal nach mesial entsprach den natürlichen Gegebenheiten. Ob dieser Modellversuch und die daran orientierten physikalischen Darstellungen den tatsächlichen biomechanischen Verhältnissen entsprechen, ist im praktisch-klinischen Experiment noch nicht nachgewiesen worden. Da im Modellversuch die Kiefergelenke allein über eine unterschiedliche Koordination der Muskulatur, welche durch eine Reihe myographischer Untersuchungen belegt werden konnte, weitestgehend lastfrei bleiben, ergibt dieses Konzept im Zusammenhang mit den anatomischen Gegebenheiten ein sinnvolles Denkmodell.

3.2 DIE NICHTHEBELTHEORIEN

PRENTISS, WILSON, ROBINSON und WEBER-THEDY lehnten die Hebelnatur des Unterkiefers gänzlich ab. Sie kombinierten zeichnerisch und im Modellversuch die zentralen Resultanten des M. masseter und temporalis derart, daß die Gesamtresultante grundsätzlich senkrecht durch den Bolus verlief (Abb. 2).

Aus den vorgegebenen Muskelzugrichtungen ist dies, wenn überhaupt, nur mit verzerrten Vektorgrößen für einen ganz bestimmten Ort des Kaugeschehens zutreffend. Würde der Unterkiefer vor oder hinter dieser Region belastet, wäre die Gleichgewichtssituation aufgehoben und eine Belastung der Gelenke unvermeidlich.

Außerdem setzt die Kaumuskulatur hinter den Zahnreihen an und die Kaukraft, als Resultante aller wirkenden Muskeln, muß über den Kieferkörper auf die jeweils beanspruchten Zahngruppen weitergeleitet werden. Daraus folgt, daß der Unterkiefer grundsätzlich als Hebel wirken muß.

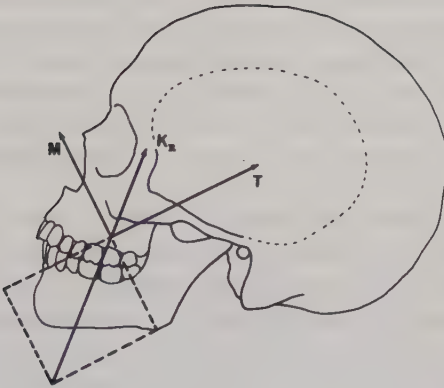


Abb. 2: Verzerktes Vektormodell der
Kaumuskulatur mit lastfreiem
Gelenk
T - Temporaliskraft
M - Masseterkraft
K_R - Resultierende Muskelkraft

Die fehlerhaften Voraussetzungen, auf denen die Funktionsprinzipien der Nichthebeltheorie aufbauen, stellen ihre Richtigkeit somit in Frage.

3.3 DIE VERTIKALVERFORMUNG DES UNTERKIEFERS

MARX und MOTSCH gelang im klinisch-experimentellen bzw. im Modellversuch der Nachweis vertikaler Unterkieferdeformationen als Folge von Kraftwirkungen auf die Zahnreihen. Beide konnten aus ihren Versuchen die Verformungsprinzipien bei unilateraler, bilateraler und frontaler Belastung des Zahnbogens sichtbar machen.

Weder der Modellversuch nach MOTSCH, noch das klinische Experiment von MARX, der die Deformation mit induktiven Weggebern und Dehnungsmeßstreifen in der Längsrichtung des horizontalen Unterkieferastes in Form von Stauch- und Dehnungseffekten gemessen hat, ergaben aber Anhaltspunkte über das tatsächliche individuelle Ausmaß der vertikalen Durchbiegung des Unterkiefers in Relation zur einwirkenden Kraft.

Ein klinisch-experimenteller Nachweis zur Frage der Hebeleratur des Unterkiefers und dem Belastungsverhalten der Kiefergelenke konnte bislang nicht erbracht werden. Eben-
sowenig ist es gelungen, das Ausmaß der Vertikalverformung des Unterkiefers mit klinisch relevanten Werten darzustellen. Es soll deshalb in der vorliegenden Untersuchung mit elektronischen Meßmethoden im klinischen Experiment versucht werden, die Auswirkung von Kraftimpulsen der Kaumuskulatur auf den Kieferkörper im Hinblick auf das Belastungsverhalten der Kiefergelenke und des Unterkieferkörpers zu ermitteln.

4. E I G E N E U N T E R S U C H U N G E N

4.1 PROBLEMSTELLUNG

Der Unterkiefer muß beim Einsetzen der Kaukräfte, in der Initialphase des Kauzyklus einen der Zugrichtung der Kaumuskulatur proportionalen Bewegungs- und Verformungsimpuls zeigen.

Der Bewegungsimpuls braucht nicht nur zu einer Änderung der vertikalen Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer zu führen, er kann auch eine für die Zugrichtung der Muskulatur charakteristische horizontale Lageänderung des Unterkiefers bewirken. Aus der vertikalen Änderung der Unterkieferhaltung bei entspannter bzw. aktivierter Muskulatur muß, wenn die Kaukraft und die Muskelaktivität bekannt sind, das Belastungsverhalten der Kiefergelenke und das Deformationsverhalten der Mandibula darstellbar sein.

Die Aufgabenstellung besteht also darin, festzustellen, ob solche initialen horizontalen Lageänderungen meßbar sind, von welchen Verformungseffekten sie überlagert werden und welche Zusammenhänge zwischen der Muskelaktivität, der Kraftgröße und den Bewegungs- bzw. Deformationsimpulsen bestehen.

4.2 MESS-SYSTEME

Zur intraoralen Messung der Beziehungen zwischen horizontalen Lageänderungen bzw. vertikalen Verformungen des Unterkiefers in Abhängigkeit von der wirkenden Muskelkraft waren Weg- und Kraftaufnehmer mit sehr kleinen Abmessungen erforderlich.

Da die Industrie keine in der Mundhöhle anwendbaren Geräte in entsprechend kleiner Ausführung anbot, begannen wir selbst mit der Entwicklung geeigneter Miniaturaufnehmer mit folgenden Eigenschaften:

Wegaufnehmer

1. Übermittlung von Wegen über 1 bis 2 mm mit linearem Signalverlauf.
2. Auflösung von Wegänderungen bis zu einer Größenordnung von 1 bis 2 μm .
3. Geringe thermische Beeinflussung des Meßsignals.

Kraftaufnehmer

1. Übermittlung von Kräften bis zu 100 kp (980 N) bei linearem Signalverlauf.
2. Auflösung von Kraftänderungen bis zu einer Größenordnung von 5 kp (49 N).
3. Geringe thermische Beeinflussung des Meßsignals.

Diese Bedingungen schienen mit induktiven Meßsystemen am ehesten erfüllbar, wobei die besondere Schwierigkeit der lineare Verlauf des Meßsignals darstellte.

In zahlreichen Vorversuchen mußte durch Variation der Ferritformteile, der Drahtstärken und der Spulenform der optimale Aufbau der beiden Meßsysteme ermittelt werden. Nach den Ergebnissen dieser Vorversuche wurde schließlich eine Serie von Weg- und Kraftaufnehmern mit folgenden technischen Daten hergestellt:

4.2.1 Der Wegaufnehmer (Abb. 3)

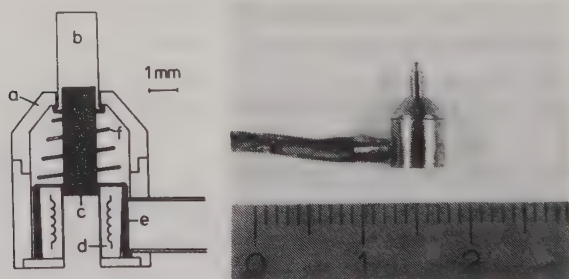


Abb. 3: Wegaufnehmer

- a Gehäuse
- b Taster
- c Ferrit-Tauchkern
- d Induktionsspule
- e Ferritrohrkern

Meßweg: 2 mm linear

Gehäuse: Messing hartverchromt, Länge 8 mm, Durchmesser 5 mm

Induktives System: Wicklung 3,2 mm lang und 2,6 mm Durchmesser.
800 Windungen Kupferlackdraht ($\varnothing$ 0,04 mm)
in konischer Form auf Messingführungsbüchse
($\varnothing$ 1,2 mm, Wandstärke 0,1 mm) mit Ferrit-
rohrkern umgeben.

Meßsignal durch unterschiedliche Eintauchtiefe eines in den Taster eingeklebten Ferritkerns ($\varnothing$ 0,95 mm), der mit Spiel-

passung in der Führungsbüchse läuft und über eine Kegelfeder aus nicht magnetischem Stahldraht ($\emptyset$ 0,1 mm) rückgestellt wird. Die maximale Auslenkkraft beträgt 25 p (0,24 N). Bei konstanter Speisespannung von 1,5 V zeigt das System bei vollem Durchlauf des Ferrit-Tauchkerns eine induktive Widerstandsänderung von 75 Ohm, die mit einem linearen Spannungsabfall von 6,5 mV verbunden ist.

4.2.2 Der Kraftaufnehmer (Abb. 4)

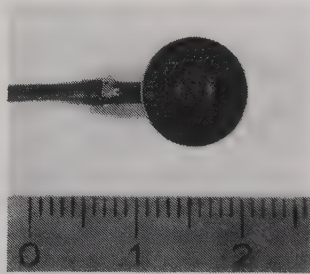
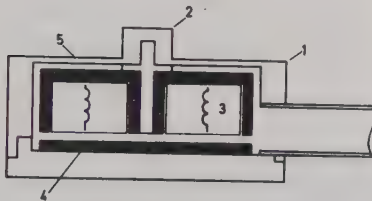


Abb. 4: Kraftaufnehmer

- 1 Gehäuse 2 Taster
- 3 Ferritschalenkern mit
Induktionsspule
- 4 Ferritkonterscheibe
- 5 Tellerfeder

Auslegung: 100 kp (981 N)

Gehäuse: Silberstahl, Bauhöhe 6 mm, Durchmesser 10 mm
mit Tastbolzen auf 0,8 mm starker Tellerfeder

Induktives System: Wicklung 1,2 mm lang und 4,5 mm Durchmesser. 700 Windungen Kupferlackdraht ($\emptyset$ 0,04 mm) in zylindrischer Form in Ferritschalenkern mit Mittelzapfen ($\emptyset$ 2,5 mm) eingebracht und auf Trägerdorn der Tellerfeder aufgeklebt. Ferritkonterscheibe am Gehäuseboden mit Ruheabstand von 0,3 mm zur Spule.

Meßsignal bei Belastung der Tellerfeder durch Annäherung des Spulenkörpers an die Konterscheibe mit selbständiger Rückstellung nach Entlastung.

Bei konstanter Speisespannung von 1,5 V und einer Durchbiegung der Tellerfeder von 0,05 mm / 100 kp (980 N)-Belastung zeigt das System eine induktive Widerstandsänderung von 5,7 Ohm, die mit einem linearen Spannungsabfall von 0,6 mV verbunden ist.

4.2.3 Meßverstärker mit Signalaufzeichnung

Weg- und Kraftaufnehmer werden über externe Halbbrückenschaltung an vier Trägerfrequenzverstärker (Hellige TF 206008,5 KHz) adaptiert (Abb. 5).

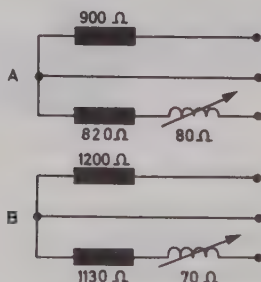


Abb. 5: Adaptierungsschaltung für Wegaufnehmer (A) und Kraftaufnehmer (B) an den Trägerfrequenzverstärker

Die Eingangsempfindlichkeit der Verstärker beträgt $300\ \mu\text{V}$ für Vollausschlag bei 3333,3-facher Verstärkung.

Die so aufbereiteten Meßsignale werden über einen Attenuator mit 1- bis 1000-facher Abschwächung an ein Thermoschreibwerk (Hellige HE 17, Grenzfrequenz 105 Hz) mit 1 V-Eingang und variabler Papiervorschubgeschwindigkeit weitergeleitet.

Weg- und Druckgeber wurden bei 30° Raumtemperatur entsprechend der Durchschnittstemperatur der offenen Mundhöhle auf das Verstärker- und Schreibsystem geeicht.

4.2.4 Eichung der Weggeber

Die Weggeber wurden auf einer Mikrometer-Meßbank befestigt und die Taster mit einer Mikrometer-Schraube (Kalibrierung 2 μm) angefahren. In der nachstehenden Tabelle sind die Schreibbreiten für unterschiedliche Vorschubstrecken und Abschwächungsgrade zusammengefaßt:

Abschwächung	100	10	1
Tastervorschub (mm)	0,2	0,02	0,002
Schreibbreite (mm)	2	2	2

Wie aus Abbildung 6 ersichtlich, zeigt das Meßsystem für gleiche Wegänderungen über eine kontinuierliche Vorschubstrecke eine lineare Anstiegscharakteristik.

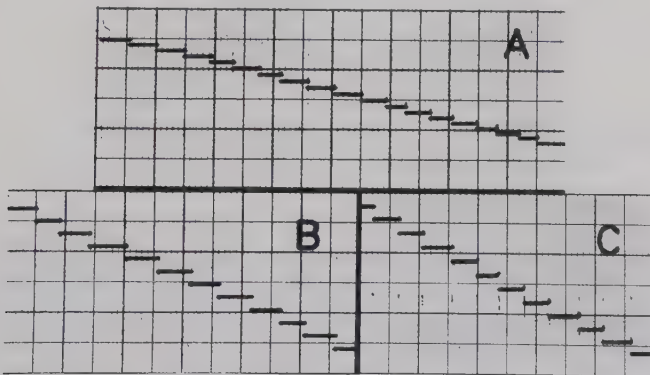


Abb. 6: Eichblatt der Wegaufnehmer für
Wegänderungen von
A 0,1 mm, Abschwächung 100-fach
B 0,02 mm, Abschwächung 10-fach
C 0,002 mm, Abschwächung 1-fach

4.2.5 Eichung der Kraftgeber

Die Kraftgeber wurden in einer Spindelpresse mit eingebautem Öldruckmanometer befestigt und über die Tastbolzen mit der Spindel angefahren. Das Manometer war mit einer Kräfteichung bis 100 kp (980 N) versehen. Die Kraft wurde zur Eichung schrittweise um 10 kp (98 N) erhöht. Bei einfacher Abschwächung entsprach eine Schreibbreite von 3 mm einer Belastungssteigerung um 10 kp (98 N). Wie aus Abbildung 7 ersichtlich, zeigt das Meßsystem für gleiche Kraftänderungen über einen Belastungsbereich von 0 bis 100 kp eine lineare Anstiegscharakteristik.

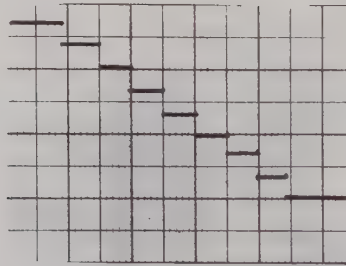


Abb. 7: Eichblatt des Kraftaufnehmers für Kraftänderungen von 10 kp (98 N)
Abschwächung 1-fach

Induktive Meßsysteme sind temperaturabhängig. Um Meßfehler aus Abweichungen der Arbeitstemperatur von der Eichtemperatur zu vermeiden, wurde das thermische Verhalten beider induktiver Systeme geprüft.

4.2.6 Überprüfung der induktiven Meßanordnung

In einem Warmluftschrank wurden der Temperaturdrift und die Streuung der Signalamplituden identischer Meßwerte beim Durchlauf eines Temperaturbereiches von 25° bis 40° C untersucht.

Beide Systeme sind bei Isothermie stabil. Signale identischer Meßwerte zeigen gleiche Amplituden und sind einwandfrei reproduzierbar.

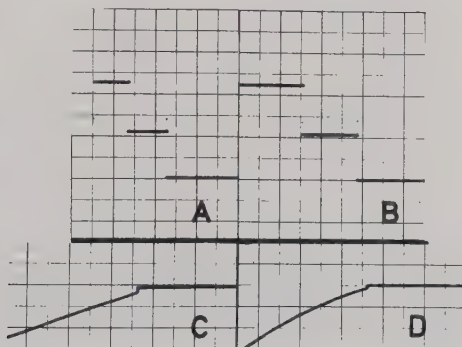


Abb. 8: Temperaturabhängigkeit der induktiven Meßsysteme:

- A/B Reproduzierbarkeit identischer Meßstrecken von 0,1 mm bei einer konstanten Temperatur von 25° C (A) und 40° C (B), Abschwächung 50-fach
- C/D Temperaturdrift beim Durchlaufen eines Temperaturbereiches von 25° bis 40° C
- C Weggeber D Kraftgeber
- Abschwächung 1-fach

Ein Temperaturunterschied von 15°C löst bei beiden Systemen etwa denselben Temperaturdrift aus, dessen Größenordnung einem Spannungsabfall von 0,05 mV entspricht (Abb.8). Pro 1°C Abweichung der Arbeitstemperatur von der Eichtemperatur ergibt sich somit ein Spannungsabfall von 0,003 mV, der gleichbedeutend mit einer Verfälschung des Meßwertes um Faktor 0,003 ist. Dieser Fehler liegt selbst bei einfacher Abschwächung jenseits der Ablesegenauigkeit.

4.2.7 Ableitung der elektrischen Muskelaktivität

Zum besseren Verständnis der Bewegungsimpulse des Unterkiefers soll zusätzlich die Aktivität der *Mm. temporales* und *Mm. masseteres* abgeleitet werden.

Es ist vorstellbar, daß mit Hilfe der Kräfteverhältnisse der wesentlichen Schließmuskeln die aus der unterschiedlichen Zugrichtung resultierenden Drehmomente auf den Unterkiefer darstellbar sind. Wie MØLLER (26), KRAFT (22), AHLGREN (2,3), SPRENG (41) u.a. nachweisen konnten, besteht während isometrischer Kontraktionen eine proportionale Beziehung zwischen elektrischer Aktivität und mechanischer Leistung. Durch eine synchrone Registrierung der Muskelpotentiale und der sich daraus ergebenden effektiven Kieferschließkräfte wäre eine Grundlage zur rechnerischen bzw. geometrischen Erfassung der Vorgänge gegeben.

Die Ableitung der elektromyographischen Aktivitäten erfolgt bipolar mit napfförmigen Oberflächen Elektroden (Silber chloriert, Hellige Ø 10 mm). Die Muskelpotentiale werden bei Band-Pass-Filterung (10 Hz bis 10 KHz) 10 000-fach vorverstärkt (Tektronics AM 502) und über ein Integrator-System (Zeitkonstante 0,5 sec) in einen Gleichspannungs-Differenzverstärker (Hellige DC 206032, Verstärkung 33,3) eingespeist (Abb. 9).

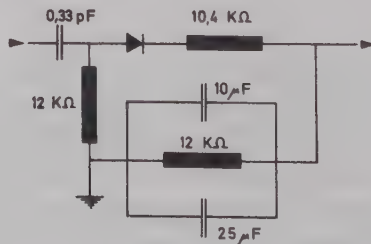


Abb. 9: Schaltbild des Integrators

Die so aufbereiteten Meßsignale werden über einen Attenuator mit 1- bis 1000-facher Abschwächung an ein Thermoschreibwerk (Hellige HE 17, Grenzfrequenz 105 Hz) und variablem Papiervorschub zur manuellen Auswertung weitergeleitet. Dabei entspricht 1 mm Schreibbreite bei 10-, 20-, 50-facher Abschwächung einer Eingangsspannung von 10, 20, 50 mV.

4.3 MESSANORDNUNG

4.3.1 Verlagerung und Verformung des Unterkiefers

Als Meßbasis diente die vollständige Oberkieferzahnreihe der Probanden auf der mit kalthärtendem Kunststoff eine jeweils individuell gegossene Messing-Trägerschiene mit Halterungen für je 5 Weggeber fixiert wurde (Abb. 10).

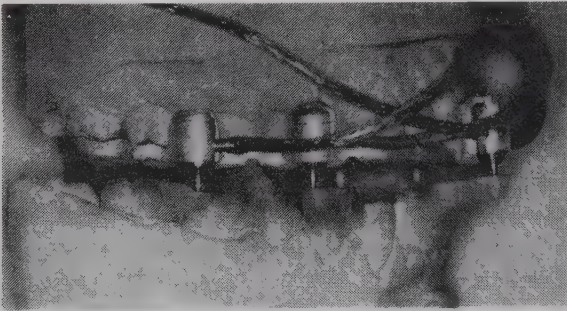


Abb. 10: Trägerschiene mit Weggebern

Die Schienen erhielten durch die Umfassung der Okklusall- und Oralflächen der Zähne bei einer durchschnittlichen Wandstärke von 3 mm ein formstabiles Winkelprofil.

Die Meßpunkte waren im Bereich der mittleren Schneidezähne (MP I) sowie beiderseits symmetrisch zwischen den ersten und zweiten Prämolaren (MP II/III) und den zweiten und dritten Molaren (MP IV/V) lokalisiert (Abb. 11).

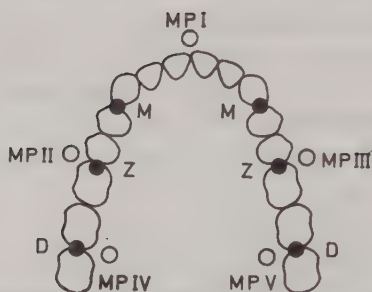


Abb. 11: Anordnung der Meßpunkte (MP I - V)
und der Stützpunkte (M, Z, D) im Zahnbogen

Der Unterkiefer wurde über keilförmige Kunststoffhypomochlien in halbrunden Lagernuten der Trägerschiene beweglich abgestützt. Die Stützpunkte waren symmetrisch im Bereich der Eckzähne (M), im Bereich der zweiten Prämolaren und der ersten Molaren (Z) und im Bereich der zweiten und dritten Molaren (D) angeordnet (Abb. 11). Die Änderung der Vertikaldistanz der einzelnen Meßpunkte wurde gegen Kunststoffpelotten gemessen, die auf einzelne Seitenzähne sowie die Frontzähne des Unterkiefers zementiert waren.

In Anbetracht der kleinflächigen Kraftübertragung durch die Kunststoffkeile und der natürlichen Nachgiebigkeit der Zähne, auf denen die Schiene aufliegt, ist eine Verfälschung der Meßwerte durch Verformungseffekte der Trägerschiene nicht auszuschließen. Um später Fehlinterpretationen zu vermeiden, muß die Größenordnung der möglichen Deformation bekannt sein.

4.3.2 Überprüfung der mechanischen Meßanordnung auf Formstabilität

Zur Beurteilung der Formstabilität der Meßanordnung wurde ein Kiefermodell aus Kunststoff (Frasaco) benützt. Die Zahnwurzeln, im Tauchverfahren mit einer ca. 0,2 mm starken weichbleibenden Kunststoffschiicht (Palsivit) bedeckt, wurden in die Alveolen

des Kunststoffkiefers einpolymerisiert. Die Beweglichkeit der Zähne entsprach mit ca. $3 \times 10^{-2} \text{ mm/kp}$ Belastung weitgehend den natürlichen Gegebenheiten.

Entsprechend den beschriebenen Versuchsbedingungen wurde eine Trägerschiene mit Kaltpolymerisat auf dem Zahnbogen befestigt und mit einer Spindelpresse über einen Kunststoffkeil mit Kräften bis zu 80 kp (784 N) belastet. Die Verformung der Schiene wurde mit je 1 Weggeber im Bereich der mittleren Schneidezähne und der beiden endständigen Molaren gegen eine systemunabhängige Referenzebene gemessen (Abb. 12).

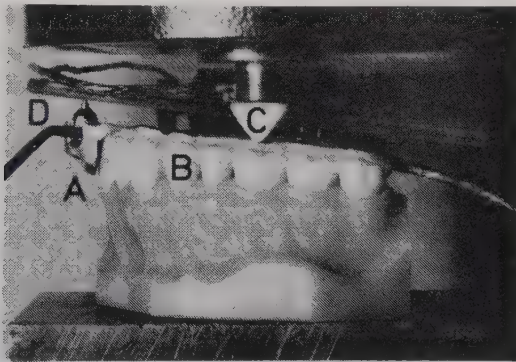


Abb. 12: Überprüfung der Formstabilität
der Versuchsanordnung
A Weggeber
B Trägerschiene
C Kraftgeber
D Referenzebene (Glasplatte)

Der Belastungsversuch ergab, infolge der Elastizität des Kunststoffkiefers, eine proportional mit der Kraft ansteigende vertikale Distanzänderung aller Meßpunkte. Bei mesialer, zentraler und distaler Krafteinwirkung änderte sich das Niveau der einzelnen Meßpunkte pro 20 kp Belastungssteigerung in unregelmäßiger Weise um Werte zwischen 0,056

und 0,060 mm. Daraus ergibt sich für jeden Meßpunkt eine Fehlerbreite von $\pm 0,002 \text{ mm}/20 \text{ kp}$ (196 N) Belastung.

4.3.3 Ableitung der elektrischen Muskelaktivität

Die Elektroden wurden nach ausreichender Füllung mit Beckmann-Elektrodenpaste in der Verlaufsrichtung der Muskelfasern mit Kollodium angebracht. Die Masseter-Elektroden waren vom Kieferwinkel 1,5 cm und 3 cm entfernt, die Temporalis-Elektroden lagen 1 cm bzw. 2,5 cm über dem Jochbogen abwechselnd im anterioren bzw. mittleren Sektor des Muskels. Vor dem Anbringen der Elektroden wurden die Hautflächen mit Alkohol gereinigt und Elektrodenpaste einmassiert. Der Übergangswiderstand betrug durchschnittlich 4 K-Ohm, Werte von 6 K-Ohm wurden nicht überschritten. Sämtliche Probanden saßen während der Versuche in entspannter Körperhaltung innerhalb einer geerdeten Abschirmung (Abb. 13). Die Verstärkung wurde so gewählt, daß die M. masseter und M. temporalis bei kräftigem Zahnreihenschluß dieselbe Aktivität zeigten.

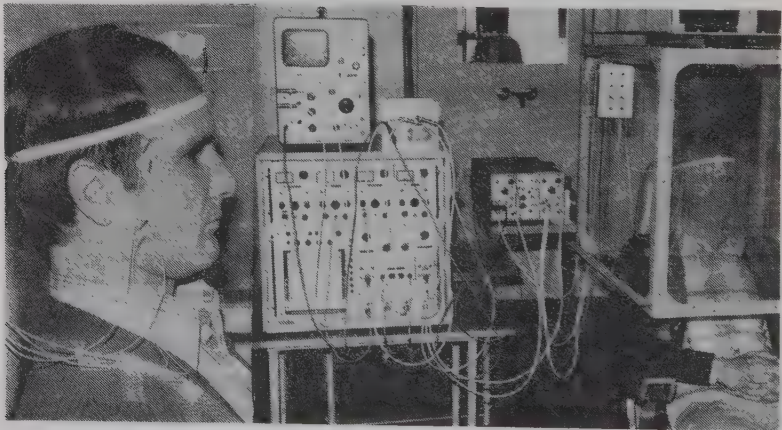


Abb. 13: Anordnung der Elektroden zur Ableitung der elektromyographischen Aktivität von M. masseter und M. temporalis.
Versuchsaufbau

Die Ableitung der Muskelaktivität erfolgte auf der Balance- und Arbeitsseite. Da jedoch bekannt ist, daß die Aktivitäten der links- und rechtsseitigen Muskelgruppen nicht identisch und damit nicht vergleichbar sind, wurden die Elektroden stets auf einer Kopfseite belassen und der Unterkiefer alternierend im linken bzw. rechten Seitenzahngebiet belastet.

4.4 DURCHFÜHRUNG DER VERSUCHE

Bei 12 vollbezahnten, männlichen Versuchspersonen im Alter von 25 bis 30 Jahren mit klinisch intaktem Kauorgan wurde, ausgehend von der Ruhehaltung des Unterkiefers bei einer durchschnittlichen Bißsperrung von 15 mm Schneidekantendistanz die Initialverlagerung und Verformung des Kieferkörpers in Abhängigkeit der Kieferschließkräfte unter folgenden Bedingungen gemessen:

1. Verlagerung und Verformung des Unterkiefers bei maximaler individueller Kieferschließkraft
 - a) Abstützung des Unterkiefers am Oberkiefer bilateral alternierend:
 - distal (D)
 - zentral (Z)
 - mesial (M)
 - b) Abstützung des Unterkiefers am Oberkiefer unilateral alternierend:
 - distal (D)
 - zentral (Z)
 - mesial (M)
 - mesial und distal (MD)

Parameter: Abstandsänderung MP I - V.

2. Verlagerung des Unterkiefers und elektromyographische Aktivität der Muskulatur bei langsam ansteigender Kieferschließkraft

a) Abstützung des Unterkiefers am Oberkiefer bilateral alternierend:

- distal (D)
- zentral (Z)
- mesial (M)

b) Abstützung des Unterkiefers am Oberkiefer unilateral alternierend:

- distal (D)
- zentral (Z)
- mesial (M)
- mesial und distal (MD)

Parameter: Abstandsänderung MP I, IV und V. Muskelaktivität, Kieferschließkraft

3. In Nebenversuchen wurden schließlich bei je 5 Versuchspersonen mit Gelenkknacken und akuten Myo-Arthropathien Vergleichsuntersuchungen bei bilateral symmetrischer Abstützung im Zentrum und Endbereich der Seitenzahnreihe vorgenommen.

4.5 AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE

4.5.1 Verlagerung und Verformung des Unterkiefers

In jeder Stützpunktposition führten die Probanden ca. 6 impulsförmige Kontraktionen mit unterschiedlicher Kraft aus. Jede dieser Kontraktionsserien wurden 20 mal wiederholt (Abb. 14).

Ausgewertet wurden pro Proband, Meßpunkt und Stützkeilposition:

- für die Darstellung der Verformung und Verlagerung des Unterkiefers bei maximaler individueller Kraftentfaltung die Mittelwerte aus jeweils 20 Einzelkontraktionen

- für die Darstellung der Verformung und Verlagerung bei kontinuierlicher Steigerung der Kraftentfaltung ca. 120 Einzelkontraktionen.

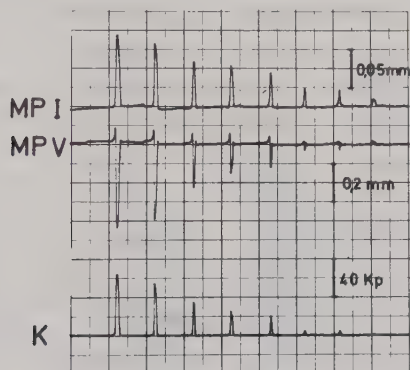


Abb. 14: Registrierbeispiel der sagittalen Kippbewegung des Unterkiefers bei bilateral-mesialer Abstützung

- MP I vertikale Distanzänderung im Bereich der Schneidezähne
- MP V vertikale Distanzänderung im Bereich der endständigen Molaren
- K kontinuierlich zunehmende Kieferschließkraft

Die in den Versuchen ermittelten vertikalen Distanzänderungen der Meßpunkte waren infolge der vestibulären bzw. oralen Anordnung der Weggeber weder mit dem Verlauf der Oberkiefer-Seitenzahnreihe, noch mit dem Verlauf des gesamten Unterkieferzahnbogens identisch.

Mit Hilfe der geometrischen Projektion wurden die ursprünglichen Meßpunkte MP I - V in den Zahnbogenverlauf des Unterkiefers projiziert (MP I'-V').

Zu diesem Zweck mußten die Meßschienen aller Versuchspersonen im Maßstab 1 : 1 photographisch reproduziert und sämtliche Bezugspunkte maßstabsgerecht in transversaler und sagittaler Richtung in die Ausgangsebene (A) entsprechend der Ruhehaltung des Unterkiefers übertragen werden (Abb. 15).

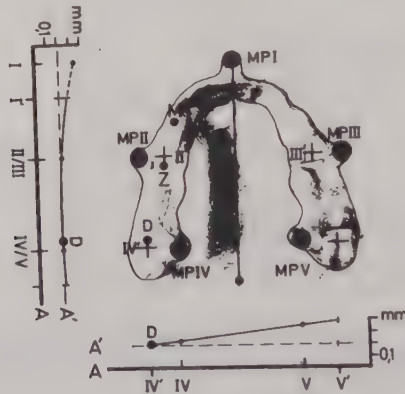


Abb. 15: Geometrisches Projektionsschema zur Auswertung der Meßergebnisse:

MP I-V Anordnung der Meßpunkt zum Zahnbogen

MP I'-V' Meßpunkte auf Zahnbogen projiziert

A Lage der Ausgangsebene bei entspannter Muskulatur

A' Verschiebung der Ausgangsebene bei aktivierter Muskulatur

M, Z, D Stützpunktpositionen

Anschließend wurden anhand der Meßwerte die kontraktionsbedingten Abweichungen der einzelnen Meßpunkt (MP I-V) von der Ausgangsebene (A) aufgezeichnet und auf ihren Verbindungslinien die Referenzpunkte im Bereich der Zahnreihen ermittelt (MP I'-VI). Infolge der Kompressibilität der Kunststoffkeile und der Nachgiebigkeit der antagonistischen Zähne, auf denen

die Kunststoffhypomochlien ruhten, waren alle diese Meßpunkte um gleiche Beträge nach kranial verschoben. Die endgültigen, realen Wegänderungen ergaben sich schließlich durch Parallelverschiebung der Ausgangsebene, wobei die Stützpunkte (M/Z/D) auf die Verbindungslinie der Meßpunkte zu liegen kamen. Die Verlagerung des Unterkiefers wurde mit den Meßwerten von MP I, IV und V, die Verwindung des Unterkiefers dagegen mit den Werten aus allen fünf Meßpunkten dargestellt.

4.5.2 Elektromyographie

Um eine übermäßige Ermüdung der Muskulatur zu vermeiden, wurde zwischen den Muskelableitungen und den Verlagerungs- bzw. Verformungsversuchen ein zeitlicher Abstand von mehreren Tagen eingehalten.

Bei gleicher Vorverstärkung wurden die integrierten Potentiale der M. temporalis und M. masseter mit 10- 20-facher Abschwächung aufgezeichnet, wobei die Verstärkung während aller Versuche beim einzelnen Probanden konstant blieb.

Ausgewertet wurden in Abhängigkeit von der synchron gemessenen Kieferschließkraft bei kontinuierlicher Steigerung der Kraftentfaltung pro Versuchsperson und Stützpunktposition ca. 180 Einzelwerte.

Als Maßeinheit für die registrierten Muskelpotentiale wurde bei der graphischen Darstellung die "Aktivitätseinheit (AE)" benützt. Einer Aktivitätseinheit, der eine Schreibbreite von 1 mm entspricht, liegt ein Summenpotential von 20 uV zugrunde.

5. E R G E B N I S S E

5.1 VERTIKAL-VERLAGERUNG DES UNTERKIEFERS BEI BEIDSEITIGER DISTALER, ZENTRALER UND MESIALER ABSTÜTZUNG SOWIE MAXIMALER INDIVIDUELLER KIEFERSCHLIESSKRAFT. KAUORGAN OHNE KRANKHAFTE BEFUNDE.

Der Drehpunkt des belasteten Unterkiefers liegt nicht in den Kiefergelenken und zeigt auch keine konstante Position.

Wie aus Abb. 16 hervorgeht, führt der Unterkiefer unter der Zugwirkung der Kaumuskulatur unterschiedlich gerichtete Rotationsbewegungen um die jeweiligen Stützpunkte im Bereich der Zahnreihen aus, wobei die Kipprichtung eindeutig von der Position des Stützpunktes im Zahnbogen abhängt.

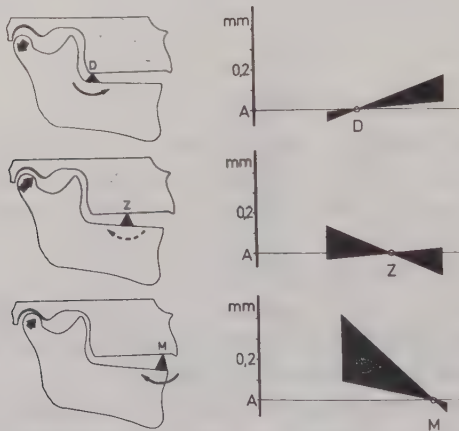


Abb. 16: Vertikalverlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung. Abstützung bilateral distal (D), zentral (Z) und mesial (M)
A Ausgangsebene

Liegt er im distalen Seitenzahnbereich, bewegt sich der Symphysenpunkt um einen Betrag von 0,04 - 0,18 mm nach kranial. Auf die Kiefergelenke wirkt ein negatives (distrahierendes) Drehmoment, das mit einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,12^\circ$ verbunden ist (Abb. 16 D). Liegt der Stützpunkt in der Übergangsregion der Prämolaren zu den Molaren, also zentral, so bewegt sich der Symphysenpunkt um einen Betrag von +0,03 bis -0,12 mm vorzugsweise nach kaudal, während der Endbereich der Seitenzahnreihe um -0,02 bis +0,13 mm

vorzugsweise nach kranial angehoben wird. Auf die Kiefergelenke wirkt ein positives (kompressives) Drehmoment, das von einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,13^\circ$ begleitet wird (Abb. 16 Z). Liegt der Stützpunkt schließlich im mesialen Bereich der Zahnreihe, so bewegen sich die endständigen Molaren um einen Betrag von 0,10 bis 0,39 mm nach kranial. Auf die Kiefergelenke wirkt ein verstärktes positives Drehmoment, das von einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,35^\circ$ begleitet wird (Abb. 16 M).

Der Grad der Kippbewegung ist bei distaler Abstützung generell erheblich geringer als bei mesialer Abstützung. Wechselt der Stützpunkt von distal über zentral nach mesial, so nimmt der Kippwinkel, bezogen auf die Sagittalachse des Unterkiefers, kontinuierlich um jeweils ca. $0,25^\circ$ zu.

Die maximalen Kieferschließkräfte betragen im Mittel bei distaler Abstützung 67 kp (657 N), bei zentraler Abstützung 58 kp (568 N) und bei mesialer Abstützung 37 kp (362 N).

5.2 VERTIKALVERLAGERUNG DES UNTERKIEFERS BEI EINSEITIGER DISTALER, ZENTRALER UND MESIALER ABSTÜTZUNG SOWIE MAXIMALER INDIVIDUELLER KIEFERSCHLIESSKRAFT. KAUORGAN OHNE KRANKHAFT BEFUNDE!

Wie bei der bilateralen Abstützung führt der belastete Unterkiefer eine Rotationsbewegung um den jeweiligen Stützpunkt im Bereich der Zahnreihen aus, wobei die transversale und sagittale Kipprichtung wiederum eindeutig von der Position der Stützpunkte im Zahnbogen bestimmt wird.

Für die Stützseite und die Balanceseite ergeben sich nun jedoch unterschiedliche vertikale Bewegungsgrößen.

A. Sagittale Rotationsbewegung des Unterkiefers auf der Stützseite

Liegt der Stützpunkt im distalen Seitenzahnbereich, so bewegt sich der Eckzahnpunkt um 0,09 bis 0,28 mm nach kranial. Auf das Kiefergelenk der Stützseite wirkt ein negatives (distrahierendes) Drehmoment, das mit einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,21^{\circ}$ korrespondiert (Abb. 17 D).

Bei zentraler Abstützung bewegt sich der Eckzahnpunkt um einen Betrag von +0,03 bis -0,04 mm vorzugsweise nach kaudal, während der Endbereich der Seitenzahnreihe um -0,02 bis +0,06 mm vorzugsweise nach kranial angehoben wird. Auf das Kiefergelenk der Stützseite wirkt ein geringfügig positives (kompressives) Drehmoment, das mit einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,02^{\circ}$ verbunden ist (Abb. 17 Z).

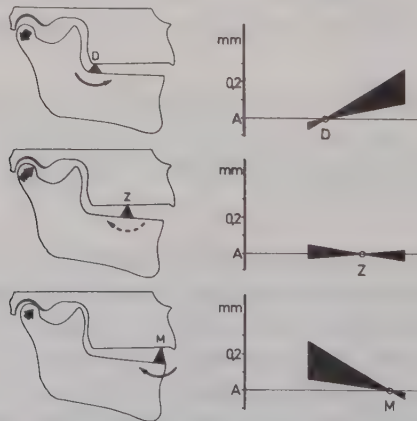


Abb. 17: Vertikalverlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung auf der Stützseite. Abstützung unilateral distal (D), zentral (Z) und mesial (M).
A Ausgangsebene

Befindet sich der Stützpunkt schließlich in der Eckzahnregion, dann bewegt sich der Endbereich der Seitenzahnreihe um 0,08 bis 0,26 mm nach kranial. Auf das Kiefergelenk wirkt damit ein verstärktes positives Drehmoment, das eine Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von durchschnittlich $0,17^{\circ}$ induziert (Abb. 17 M).

Der Grad der Kippbewegung auf der Stützseite ist bei distaler Abstützung generell größer als bei mesialer Abstützung. Im Vergleich zur bilateralen Abstützung sind die positiven Drehmomente bei zentraler und mesialer Abstützung kleiner, während das negative Drehmoment bei distaler Abstützung größer ist. Die maximalen Kieferschließkräfte betragen im Mittel bei distaler Abstützung 96 kp (940 N), bei zentraler Abstützung 78 kp (764 N) und bei mesialer Abstützung 37 kp (362 N).

B. Sagittale Rotationsbewegung des Unterkiefers auf der Balanceseite

Die Kipprichtung des Unterkiefers auf der Balanceseite folgt im wesentlichen der der Stützseite, wobei die Kippgrade beider Seiten jedoch kein einheitliches Verhalten zeigen.

Bei distaler Abstützung folgt der Kieferkörper auch auf der Balanceseite der Kipprichtung der Stützseite (Abb. 18 D). Die Hubwerte im Endbereich der Seitenzahnreihe variieren zwischen 0,07 und 0,63 mm, die der Eckzahnregion zwischen 0,10 und 0,70 mm. Auf das Kiefergelenk der Balanceseite wirkt ein negatives (distrahierendes) Drehmoment, das mit einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,08^{\circ}$ einhergeht. Bereits bei zentraler Abstützung schlägt die Kipprichtung des Kieferkörpers auf der Balanceseite im Vergleich zur Stützseite eindeutig um (Abb. 18 Z). Die distalen Hubwerte von 0,13 bis 0,33 mm übertreffen nun grundsätzlich die mesialen Hubwerte von 0,04 bis 0,15 mm. Dies bedeutet, daß auf das Kiefergelenk der Balanceseite positive (kompressive) Drehmomente wirken, die mit einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,14^{\circ}$ verbunden sind.

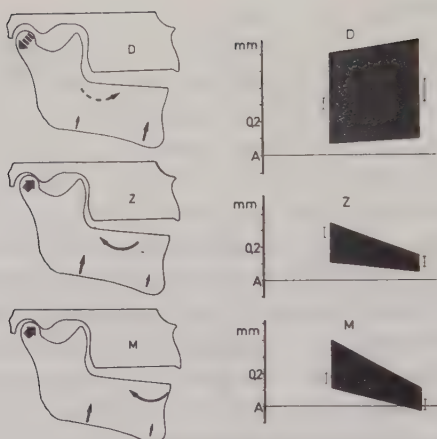


Abb. 18: Vertikalverlagerung des Unterkiefers
in sagittaler Richtung auf der Balance-
seite. Abstützung unilateral distal (D),
zentral (Z) und mesial (M).

Diese Kipprichtung wird auch beibehalten, wenn der Stützpunkt nach mesial verlegt wird. Es verringern sich lediglich die Hubwerte. Sie betragen nun distal 0,11 bis 0,37 mm und mesial 0 bis 0,10 mm. Im Hinblick auf das Kiefergelenk der Balance-seite ergibt sich wiederum ein verstärktes positives Drehmoment, das von einer durchschnittlichen sagittalen Änderung des Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,19^\circ$ begleitet wird (Abb. 18 M).

Der Grad der Kippbewegung auf der Balanceseite ist bei distaler Abstützung generell erheblich kleiner als bei mesialer Abstützung. Sie nimmt, bezogen auf die Sagittalachse des Unterkiefers, mit der Verlagerung des Stützpunktes von distal nach mesial um $0,20^\circ$ bzw. $0,10^\circ$ zu. Außerdem verringert sich mit zunehmender Mesialverlagerung des Stützpunktes der Balancehub in einem zu Kieferschließkraft proportionalen Verhältnis.

C. Transversale Rotationsbewegung des Unterkiefers

Auch für die Querkippung des Unterkiefers, gemessen im endständigen Molarenbereich, gilt, daß der Drehpunkt im Stützpunkt lokalisiert ist. Der Kipphub beträgt im Mittel bei distaler Abstützung 0,32 mm, bei zentraler Abstützung 0,25 mm und bei mesialer Abstützung 0,12 mm (Abb. 19).

Der Grad der transversalen Kippbewegung wird von der Position des Stützpunktes in der Seitenzahnreihe bestimmt und ist überdies der Kieferschließkraft direkt proportional. Die durchschnittlichen Kieferschließkräfte betragen bei unilateraler Abstützung distal 96 kp (940 N), zentral 78 kp (764 N) und mesial 38 kp (372 N).

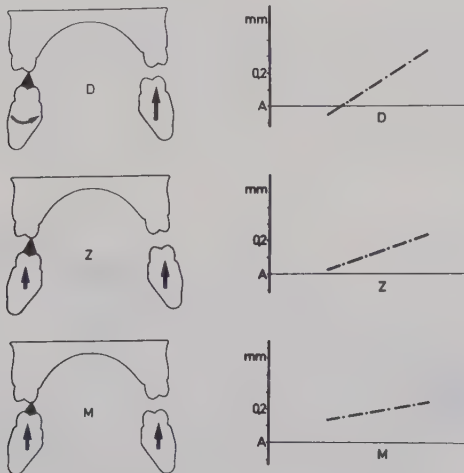


Abb. 19: Vertikalverlagerung des Unterkiefers in transversaler Richtung. Abstützung distal (D), zentral (Z) und mesial (M).
A Ausgangsebene

Die sich daraus ergebenden Zahlenverhältnisse $96:78=1,2$ und $78:38=2,0$ entsprechen denen der Kippwerte $0,32:0,25=1,2$ und $0,25:0,12=2,0$.

5.3 VERTIKALVERLAGERUNG DES UNTERKIEFERS BEI BEIDSEITIGER DISTALER UND ZENTRALER ABSTÜTZUNG SOWIE MAXIMALE INDIVIDUELLE KIEFERSCHLIESSKRAFT. KAUORGAN MIT KRANKHAFTEN BEFUNDEN

Das Versuchsprogramm mußte wegen teilweise erheblicher Schmerzäußerungen der Versuchspersonen im Bereich der Muskulatur und der Kiefergelenke auf die wesentlichen Teilversuche reduziert werden.

5.3.1 Befund: Gelenkknacken

Wie beim intakten Kauapparat führt der belastete Unterkiefer eine Rotationsbewegung um die jeweiligen Stützpunkte im Zahnbogen aus (Abb. 20).

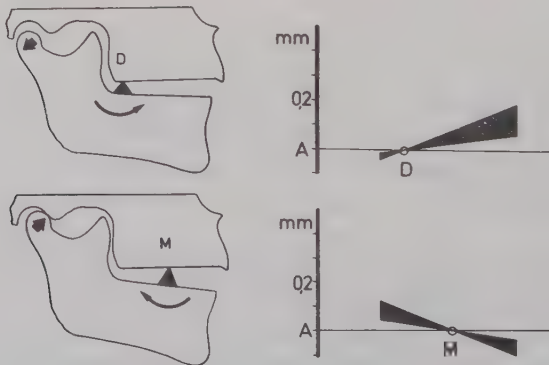


Abb. 20: Verlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung. Abstützung bilateral distal (D) und zentral (M). A Ausgangsebene
Klinischer Befund: Gelenkknacken

Bei distaler Abstützung bewegt sich der Symphysenpunkt 0,06 bis 0,19 mm nach kranial. Auf die Kiefergelenke wirkt ein negatives (distrahierendes) Drehmoment. Die durchschnittliche Änderung des Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,13^{\circ}$ entspricht dem Wert bei gesunden Verhältnissen ($0,12^{\circ}$). Liegt der Stützpunkt zentral, so bewegt sich der Symphysenpunkt ausschließlich um 0,04 bis 0,11 mm nach kaudal. Im Gegensatz zu intakten Kauorganen wirken auf die Kiefergelenke nur positive (kompressive) Drehmomente, die außerdem mit einer verstärkten Änderung des Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,16^{\circ}$ verbunden sind.

5.3.2 Befund: Akute Myo-Arthropathie

Die Versuchspersonen mit krankhaften Veränderungen im Bereich der Muskulatur und der Kiefergelenke zeigten unabhängig von der Position des Stützpunktes in der Seitenzahnreihe ausschließlich Drehmomente mit kompressiver Wirkung auf die Kiefergelenke. Sowohl bei distaler wie bei zentraler Abstützung bewegt sich der Symphysenpunkt um Beträge von 0,06 bis 0,40 mm nach kaudal (Abb. 21).

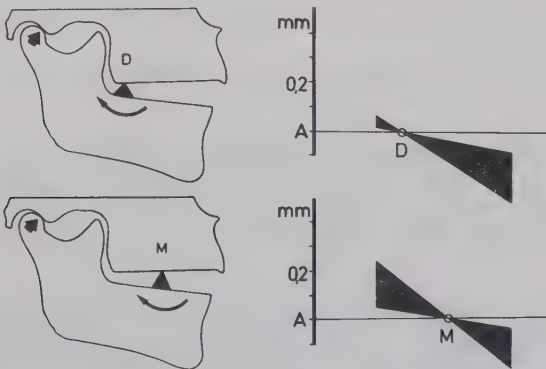


Abb. 21: Verlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung. Abstützung bilateral distal (D) und zentral (M). A Ausgangsebene
Klinischer Befund: akute Myo-Arthropathie

Die daraus resultierenden Drehmomente werden von einer durchschnittlichen Änderung des sagittalen Anstellwinkels des Unterkiefers von $0,25^\circ$ begleitet. Häufig zeigt der Symphysenpunkt zu Beginn des Versuches, insbesondere bei distaler Abstützung, zunächst noch eine kraniale Bewegungsrichtung. Nach relativ kurzer Zeit stellt sich aber in der Regel spontan ein neues Ausgangsniveau mit entgegengesetzter Verlaufsrichtung der Kontraktionsspiques ein (Abb. 22).

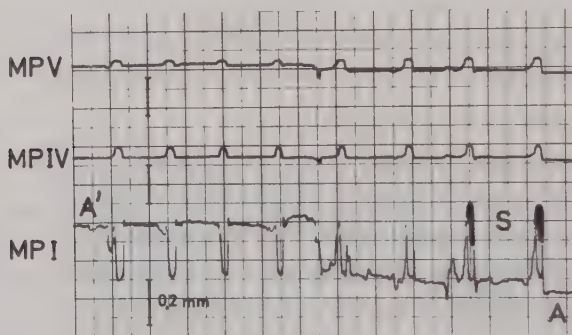


Abb. 22: Änderung der Rotationsrichtung des Unterkiefers bei bilateral distaler Abstützung (A - A').

Klinischer Befund: akute Myo-Arthropathie

5.4 VERTIKALVERLAGERUNG DES UNTERKIEFERS WÄHREND SCHRITTWEISER STEIGERUNG DER KIEFERSCHLIESSKRAFT - ABSTÜTZUNG BEIDERSEITS ZENTRAL, MESIAL UND DISTAL - SCHNEIDEKANTEN-DISTANZ 15 MM

Bei distaler Abstützung nimmt der Kippwinkel des Unterkiefers schnell zu und nähert sich im weiteren Verlauf asymptotisch einem Grenzwert (Abb. 23).

Bereits mit einer Kieferschließkraft von 5 kp, also in einem Bereich zwischen 0 und 6% der möglichen Maximalkraft, sind

über 90% der Rotationsbewegung um den Stützpunkt abgelaufen. Liegt der Stützpunkt distal, so beträgt das Streckenverhältnis Symphysenpunkt - Stützpunkt - Kondylen im Mittel 1:1. Verlagert sich der Symphysenpunkt im Mittel um 0,12 mm nach kranial, so werden die Kiefergelenke um denselben Betrag distrahirt. Da dieser Wert sehr klein ist, scheint die Annahme berechtigt, daß der erreichte Gleichgewichtszustand des Unterkiefers (entsprechend dem Sättigungsbereich der Kurve) nicht von den Gelenkligamenten, sondern durch die resultierenden Muskelkräfte bewirkt wird.

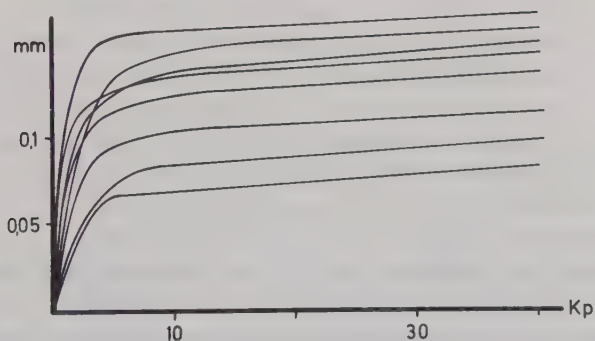


Abb. 23: Abhängigkeit der sagittalen Kippbewegung des Unterkiefers (aus der Vertikalhubdifferenz von MP I' und MP IV'/V') von der Kieferschließkraft. Abstützung bilateral distal - 8 Versuchspersonen. Schneidekanten-distanz 15 mm - Bewegungsrichtung des Symphysenpunktes: kranial.

Der Rotationsgrad des Unterkiefers um seinen Stützpunkt ist neben der wirkenden Muskelkraft auch vom Öffnungswinkel des Unterkiefers abhängig (Abb. 24). Wird die Schneidekanten-distanz von 15 auf 30 mm erhöht, so reduziert sich der Kippwinkel um ca. 30%.

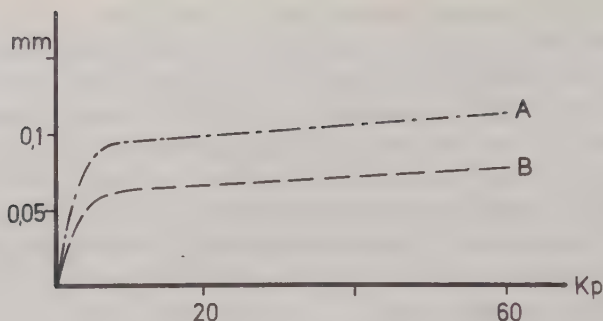


Abb. 24: Abhängigkeit der sagittalen Kippbewegung des Unterkiefers (aus den Vertikalhubdifferenzen von MP I' und MP IV'/V') von der Kieferschließkraft. Abstützung bilateral distal. Mittelwerte von jeweils 12 Versuchspersonen bei Schneidekantendistanz 15 mm (A), Schneidekantendistanz 30 mm (B).

Mit zentraler Abstützung nimmt der Symphysenpunkt in der Mehrzahl der Fälle mit maximaler Kieferschließkraft eine kaudale Endposition ein. Während der langsamen Steigerung der Muskelkräfte wird jedoch meist zuvor ein kranialer Kippbereich durchlaufen, wobei der Umschlag der Kipprichtung jenseits der üblichen Kaukraftgrößen erfolgt (Abb. 25).

Der zentralen Stützpunktposition entspricht ein durchschnittliches Streckenverhältnis zwischen Symphysenpunkt - Stützpunkt und Kondylen von 1:3. Bewegt sich der Symphysenpunkt bei maximaler Kraftentfaltung um ca. 0,05 mm nach kaudal, so werden die Kiefergelenkgewebe bestenfalls um einen Betrag von 0,15 mm komprimiert. Der Rotationsgrad des Unterkiefers um den zentralen Stützpunkt nimmt wiederum mit einer Erhöhung der Schneidekantendistanz von 15 auf 30 mm um etwa 30% ab.

Erfolgt die Abstützung mesial, so erhöht sich der Kippwinkel des Unterkiefers nur langsam. Er nähert sich erst kurz vor dem Erreichen der Maximalkräfte einem Grenzwert (Abb. 26).

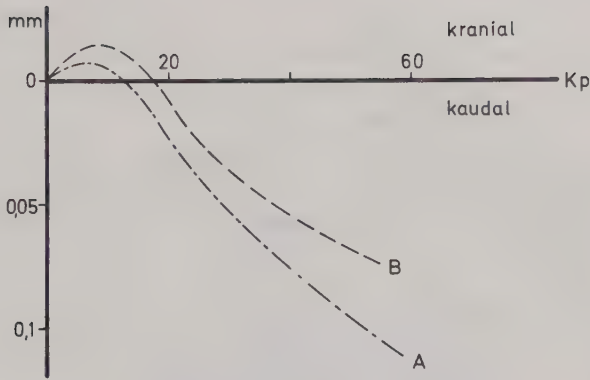


Abb. 25: Abhängigkeit der sagittalen Kippbewegung des Unterkiefers (aus den Vertikalhubdifferenzen von MP I' und MP IV'/V') von der Kieferschließkraft. Abstützung bilateral zentral. Mittelwerte von jeweils 12 Versuchspersonen bei Schneidekantendistanz 15 mm (A), Schneidekantendistanz 30 mm (B). Bewegungsrichtung des Symphysenpunktes: zunächst kranial, dann Umschlag nach kaudal.

Im Vergleich zur distalen Abstützung ergibt sich also eine Umkehrung der Bewegungscharakteristik. Analog zum durchschnittlichen Streckenverhältnis Symphysenpunkt - Stützpunkt - Kondylen von 1 : 12 verlagern sich die Kondylen bei einer Kaudalbewegung des Symphysenpunktes von 0,04 mm um 0,45 mm nach kranial. Ob es sich dabei um einen muskulären Gleichgewichtszustand handelt, oder ob die Gelenke hier ein echtes Widerlager bilden, kann aus diesen Versuchsergebnissen allein nicht abgeleitet werden.

Der Rotationsgrad des Unterkiefers um den mesialen Stützpunkt nimmt auch hier mit einer Erhöhung der Schneidekantendistanz von 15 auf 30 mm um etwa 30 % ab (Abb. 27).

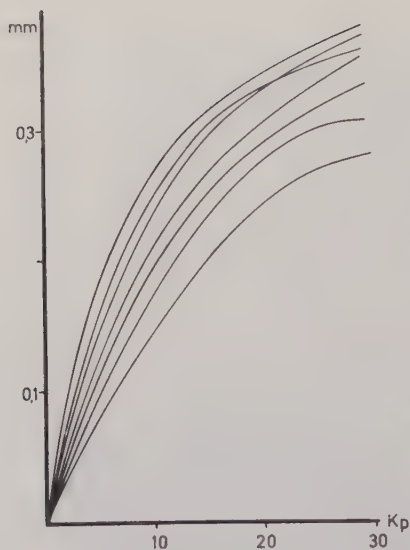


Abb. 26

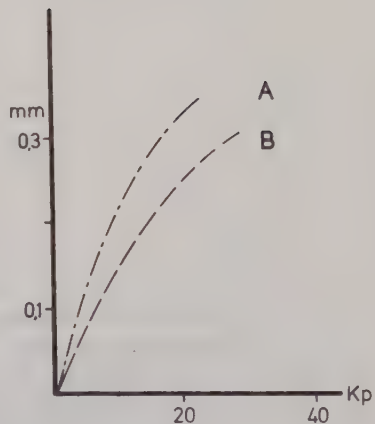


Abb. 27

Abb. 26: Abhängigkeit der sagittalen Kippbewegung des Unterkiefers (aus den Vertikalhubdifferenzen von MP I' und MP IV'/V') von der Kieferschließkraft. Abstützung bilateral mesial, 7 Versuchspersonen, Schneidekantendistanz 15 mm. Bewegungsrichtung des Symphysenpunktes: kaudal

Abb. 27: Abhängigkeit der sagittalen Kippbewegung des Unterkiefers (aus den Vertikalhubdifferenzen von MP I' und MP IV'/V') von der Kieferschließkraft. Abstützung bilateral mesial. Mittelwerte von jeweils 12 Versuchspersonen bei Schneidekantendistanz 15 mm (A), Schneidekantendistanz 30 mm (B)

5.5 VERLAGERUNG DES UNTERKIEFERS IN TRANSVERSALER RICHTUNG
WÄHREND SCHRITTWEISER STEIGERUNG DER KIEFERSCHLIESS-
KRAFT. ABSTAND EINSEITIG MESIAL UND DISTAL. SCHNEIDE-
KANTENDISTANZ 15 MM. KAUORGAN OHNE KRANKHAFTE BEFUNDE.

Die transversale Kippbewegung des Unterkiefers, gemessen im
distalen Molarenbereich, zeigt bei geringen Muskelkräften ein-
nen ausgeprägten initialen Anstieg (Abb. 28).

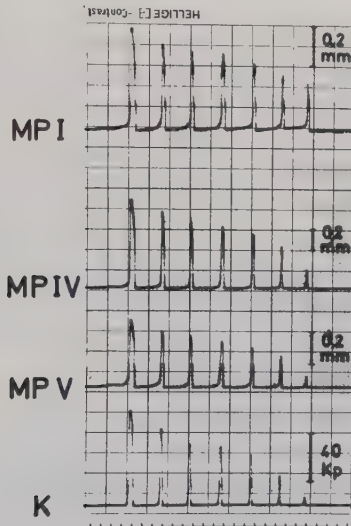


Abb. 28:Registrierbeispiel der transversalen Kippbewegung
des Unterkiefers bei unilateraler, mesialer und
distaler Abstützung. MP I - vertikale Distanzände-
rung im Bereich der Schneidezähne, MP IV/V -
vertikale Distanzänderung im Bereich der end-
ständigen Molaren.
K - kontinuierlich zunehmende Kieferschließkraft

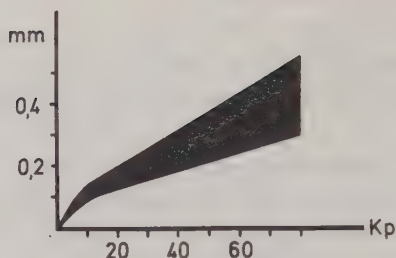


Abb. 29: Abhängigkeit der transversalen Kippbewegung des Unterkiefers von der Kieferschließkraft. Abstützung unilateral, mesial und distal.

Wird die Muskelkraft kontinuierlich erhöht, so nimmt die Kippbewegung im weiteren Verlauf mit wesentlich geringerer Steigung linear zu. Dieser lineare Anstieg bestätigt die bereits erwähnte direkte Proportionalität des transversalen Kipphubes des Unterkiefers zur Kieferschließkraft, die in dieser klaren Form für die sagittalen Rotationsbewegungen des Unterkiefers nicht feststellbar ist (Abb. 29).

Der distalen Stützpunktposition entspricht ein durchschnittliches Streckenverhältnis Kondylus Stützseite zu Stützpunkt zu Kondylus Balanceseite von 1 : 3,5. Bewegt sich der Meßpunkt der Balanceseite im Mittel um 0,32 mm nach kranial, so wird der Kondylus der Balanceseite um 0,46 mm angehoben, während der Kondylus der Stützseite um 0,13 mm absinkt.

5.6 ELEKTRISCHE AKTIVITÄT DES M.MASSETER UND M.TEMPORALIS
AUF DER KAUSEITE UND DER NICHTKAUSEITE BEI EIN- UND
BEIDSEITIGER ABSTÜTZUNG DES UNTERKIEFERS. SCHNEIDE-
KANTENDISTANZ 15 MM. KAUORGAN OHNE KRANKHAFT BEFUNDE.

In allen Versuchsserien wurde die Verstärkung der abgeleiteten Summenpotentiale von Masseter und Temporalis so gewählt, daß beide Muskeln bei kräftigem Zahnreihenschluß etwa dieselben maximalen Kontraktionsamplituden zeigten.

Wurde der Unterkiefer in einer Öffnungsstellung mit Schneidekantendistanz 15 mm am Oberkiefer abgestützt, so fiel die maximale Aktivität des Temporalis stets um ca. 20-30% ab, während der Masseter seine Ausgangsaktivität in etwa beibehielt (Abb.30). In Relation zu diesem elektrischen Verhalten nahm die meßbare Kieferschließkraft mit wachsendem Öffnungswinkel des Unterkiefers bis zu einer Schneidekantendistanz von 15 mm generell zu, um bei weiterer Steigerung des Öffnungswinkels (SKD 30 mm) wieder abzufallen.

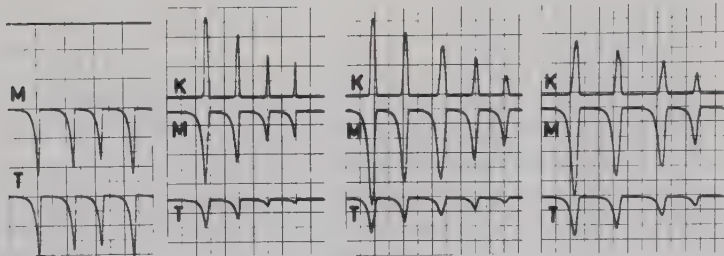


Abb. 30: A Integrierte Einzelkontraktionen des Masseters (M) und des Temporalis (T) bei Zahnreihenschluß
B - D Integrierte Einzelkontraktionen des Masseters (M) und des Temporalis (T) bei kontinuierlicher Steigerung der Kieferschließkraft (K). Schneidekantendistanz 15 mm. Abstützung bilateral distal (B), zentral (C) und mesial (D)

5.6.1 Abstützung bilateral alternierend mesial, zentral und distal.

Unabhängig von der Stützpunktposition steigen die elektrischen Aktivitäten von Masseter und Temporalis mit zunehmender Kieferschließkraft zunächst in etwa linear an, während im weiteren Verlauf, bis zum Erreichen der maximalen Kontraktionskräfte, eine überproportionale Aktivitätssteigerung zu beobachten ist. Je mehr sich beide Muskeln ihrer maximalen Erregbarkeit nähern, um so kleiner wird der Kraftzuwachs in Relation zum Anstieg der elektrischen Aktivität (Abb. 31).

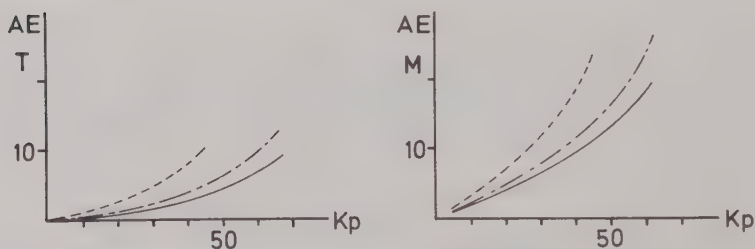


Abb. 31: Elektrische Aktivität von Masseter (M) und Temporalis (T) in Relation zur Kieferschließkraft. Abstützung bilateral distal (—), zentral (-.-) und mesial (---).

Das Verhältnis von elektrischer Aktivität zu effektiver Kieferschließkraft ist außerdem abhängig von der Stützpunktposition im Zahnbogen.

Bei distaler Abstützung ist die Aktivität, die zur Erzielung einer konstanten Kieferschließkraft notwendig ist, am geringsten. Sie nimmt mit zentraler Abstützung nur wenig zu, um schließlich bei mesialer Abstützung die größten Werte zu erreichen.

Die Verhältniszahlen der durchschnittlichen Masseter- und Temporalisaktivitäten (AE Masseter : AE Temporalis) für verschiedene

Kieferschließkräfte betragen im Mittel bei

distaler Abstützung	4,1
zentraler Abstützung	3,3
mesialer Abstützung	2,9.

Aus diesen Zahlen geht hervor, daß die Aktivitäten des M. temporalis mit einem Wechsel des Stützpunktes von distal nach zentral um Faktor $(4,1:3,3=)$ 1,25, bei einer Änderung der Stützpunktposition von zentral nach mesial um Faktor $(3,3:2,9=)$ 1,1 stärker zunehmen als die Aktivitäten des M. masseters.

Wird schließlich im mesialen, zentralen und distalen Stützpunkt die Maximalkraft erreicht, so zeigt das Aktivitätsniveau des M. masseter und des M. temporalis in der Regel bei zentraler Abstützung die größten Werte.

5.6.2 Abstützung unilateral alternierend mesial, zentral und distal.

Während der M. temporalis mit zunehmender Kieferschließkraft grundsätzlich dieselbe Aktivitätscharakteristik wie im Falle der bilateralen Abstützung zeigt, nimmt die elektrische Aktivität des M. masseter über den gesamten gemessenen Bereich mit vergleichsweise geringerer Steilheit linear zu (Abb. 32).

Die elektrischen Aktivitäten von Masseter und Temporalis auf der Stütz- und Balanceseite sind abhängig von der Position des Stützpunktes im Zahnbogen. Bei distaler Abstützung ist die Aktivität, die zur Erzielung einer konstanten Kieferschließkraft notwendig ist, am geringsten. Sie nimmt mit zentraler Abstützung nur wenig zu, um schließlich bei mesialer Abstützung wieder die größten Werte zu erreichen.

Auffällig ist, daß in der Mehrzahl der Fälle die elektrischen Aktivitäten des Masseters auf der Balanceseite etwas größere Werte als auf der Stützseite zeigen, während sich die Aktivitäten des Temporalis von der Stützseite zur Balanceseite wie 2:1 bzw. 3:1 verhalten.

Bei maximaler Kieferschließkraft erreichen auch hier die elektrischen Aktivitäten von Masseter und Temporalis mit zentraler Abstützung die größten Werte.

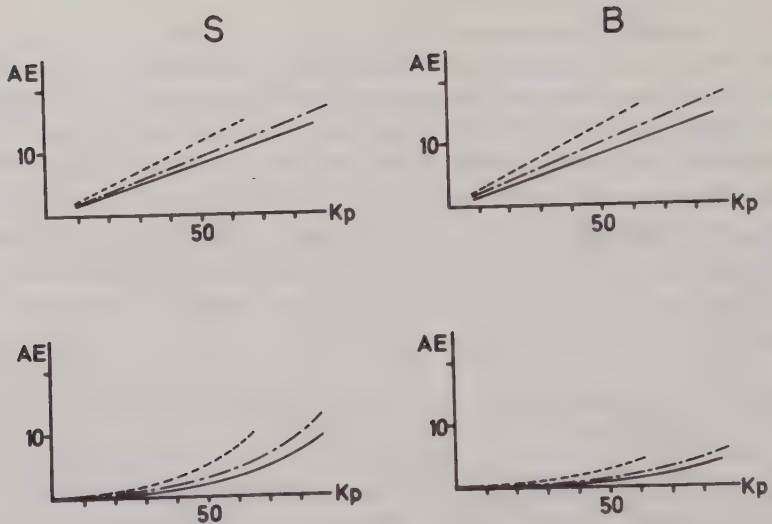


Abb. 32: Elektrische Aktivität von Masseter (M) und Temporalis (T) in Relation zur Kieferschließkraft. Abstützung unilateral distal (—), zentral (-.-) und mesial (---). S Stützseite, B Balanceseite

5.7 DIE VERFORMUNG DES UNTERKIEFERS BEI MAXIMALER INDIVIDUELLER KRAFTENTFALTUNG DER KAUMUSKULATUR

Abstützung unilateral und bilateral alternierend zentral und mesial. Schneidekantendistanz 15 mm.

Das vertikale Deformationsverhalten des Unterkiefers wird von der Position des Lastortes im Zahnbogen und von der Kraftwirkung der Kieferschließmuskulatur bestimmt.

Erfolgt die Belastung des Unterkiefers bilateral zentral, so biegen sich die horizontalen Unterkieferäste beiderseits um durchschnittlich 0,11 mm kaudal konvex durch (Abb. 33).

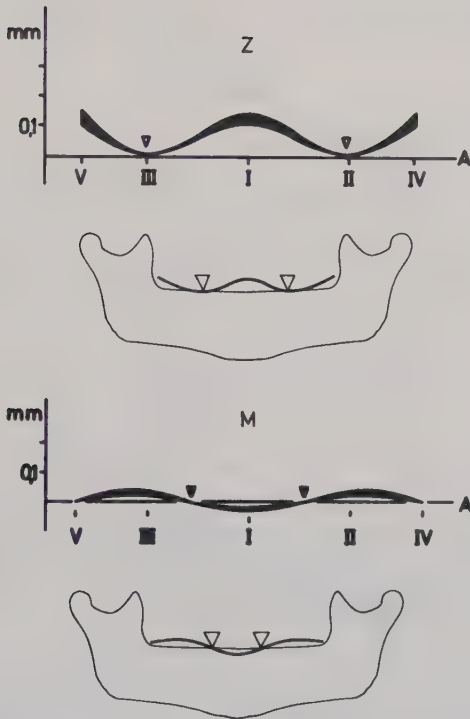


Abb. 33: Verformung des Unterkiefers in vertikaler Richtung. Abstützung bilateral zentral (Z) und mesial (M).
A Ausgangsebene, ▼ Position der Stützpunkte, I-V Verteilung der Meßpunkte im Zahnbogen.

Bei bilateral - mesialer Abstützung zeigen die horizontalen Unterkieferäste dagegen eine kranial konvexe Verformung, die im Mittel 0,05 mm beträgt.

Wird der Unterkiefer unilateral - zentral belastet, ergibt sich auf der Stützseite wieder eine kaudal konvexe Verformung von ca. 0,13 mm, während auf der Balanceseite eine kraniale von 0,04 mm zu beobachten ist (Abb. 34).

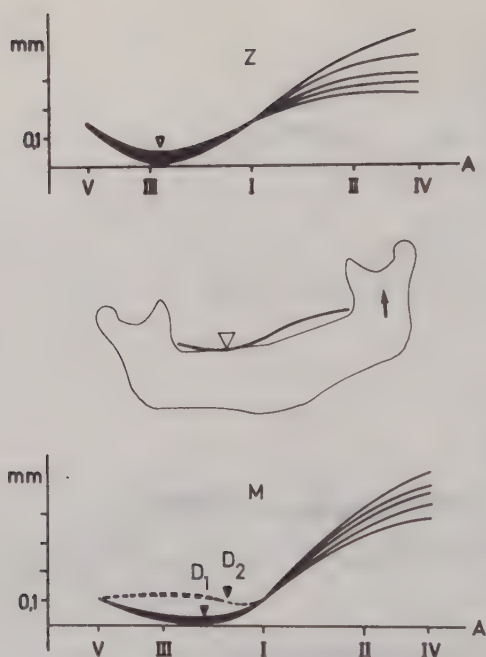


Abb. 34: Verformung des Unterkiefers in vertikaler Richtung. Abstützung unilateral zentral (Z) und mesial (M).

D₁ Stützpunkt im Bereich des ersten Prämolaren

D₂ Stützpunkt im Bereich des Eckzahnes.

A Ausgangsebene, I-V Verteilung der Meßpunkte im Zahnbogen

Bei unilateral - mesialer Abstützung im Bereich des ersten Prämolaren zeigt der Unterkiefer prinzipiell dasselbe Deformationsverhalten. Er wird auf der Stützseite um etwa 0,07 mm nach kaudal, auf der Balanceseite um ca. 0,04 mm nach kranial durchgebogen. Mit weiterer Mesialverschiebung des Stützpunktes in Richtung der Frontzahnregion schlägt die Deformationsrichtung auf der Stützseite ebenfalls nach kranial um (ca. 0,02 mm)

Zwischen den metrischen Beträgen der Verformung des Unterkiefers und den zugehörigen Kieferschließkräften besteht bis in den Bereich von 80 kp eine eindeutig lineare Beziehung.

6. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

6.1 DIE HEBELMECHANIK DES UNTERKIEFERS

Aus den Untersuchungsergebnissen geht klar hervor, daß die Kiefergelenke während der kaufunktionellen Beanspruchung des Unterkiefers keine unmittelbare Führungsfunktion ausüben.

Die Führung des belasteten Unterkiefers ist rein muskulär bedingt, wobei der Drehpunkt des Kieferkörpers im jeweiligen Kaufeld der Zahnreihen liegt.

Aus dieser Bedingung ergeben sich infolge der divergierenden Zugrichtungen von Masseter, Pterygoideus medialis und Temporalis neben gemeinsamen kranialen Teilvektoren auch gegenläufige Kraftkomponenten, die in den unterschiedlich gerichteten initialen Rotationsbewegungen des Unterkiefers zum Ausdruck kommen.

Richtung und Größe dieser antagonistisch wirkenden Teilkräfte bestimmen in Abhängigkeit von der sagittalen Position des Lastortes im Zahnbogen auch die Richtung und Größe der Kaukraft und der Gelenkkraft.

Diese Gegebenheiten widersprechen mit Ausnahme der Modellanalyse von MOTSCH (27) praktisch allen bisherigen Theorien zur Hebelmechanik des Unterkiefers. Dies gilt sowohl für die Hebeltheorie wie sie von GYSI (14, 15) formuliert und in der Folgezeit von ACKERMANN (1), HELLUY (16), ROYDHOUSE (35), WINKLER (50) sowie BAY und WILD (5) modifiziert wurde, als auch für die Nichthebeltheorie wie sie von PRENTISS (30), WILSON (49), ROBINSON (34) und WEBER-THEDY (45) vertreten wurde.

MOTSCH geht in seinen Überlegungen davon aus, daß die Kiefergelenke grundsätzlich lastfrei sind, also die Summe aller wirkenden muskulären Zugmomente, gleichgültig in welchem Bereich der Zahnbogen belastet wird, Null ist. Diese Voraussetzung trifft jedoch auch nur bedingt zu.

Alle Probanden wiesen nur eine eng begrenzte Zahnbogenregion auf, in der sich, unabhängig von der Größe der entwickelten Muskelkräfte, alle rotatorischen Kraftkomponenten aufhoben.

Wird die Seitenzahnreihe weiter distal belastet, so überwiegt der M. temporalis. Das resultierende Drehmoment führt zu einer Distraction beider Kondylen. Je weiter dagegen der Lastort nach mesial verlagert wird, umso mehr überwiegen der Mm. masseter und pterygoideus medialis. Das nun entgegengesetzt gerichtete Drehmoment bewirkt eine Kompression der Gelenkgewebe.

Ein Vektormodell auf der Basis dieser Versuchsbefunde soll - unter Berücksichtigung der elektromyographischen Aktivitäten der Kaumuskulatur und der gemessenen Kieferschließkräfte - die Beziehungen zwischen den Zugrichtungen und den Zugkräften der beteiligten Muskelgruppen und den daraus resultierenden Kraftwirkungen im Bereich der Zahnreihen und der Kiefergelenke verdeutlichen.

6.1.1 Vektorielle Analyse der Kraft- und Hebelverhältnisse am Unterkiefer

Die Verbindungslinien des Lastortes B im Zahnbogen mit dem Ansatzpunkt des M. temporalis T und des M. masseter bzw. M pterygoideus medialis M sowie dem Kondylus des Kiefergelenks G umreißen den wirksamen Hebel des Unterkiefers (Abb. 35).

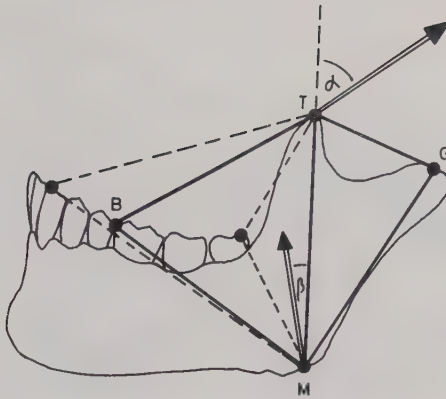


Abb. 35: Hebelmodell des Unterkiefers bei verschiedenen Kaufeldpositionen (B)

T Ansatz und Zugrichtung (α) des M. temporalis,
M Ansatz und Zugrichtung (β) des M. masseter,
G Kiefergelenk

Während die Punkte T, G, M anatomisch fixiert sind ist B, entsprechend der Länge des Zahnbogens, variabel.

Am Punkt T greift die Temporaliskraft K_T , am Punkt M die Masseterkraft bzw. die Pterygoideuskraft K_M an. Aus diesen beiden Teilkraften resultiert bei B die Bißkraft und bei G die Kraft, mit welcher der Kondylus gegen den Diskus articularis bzw. die Fossa articularis gedrückt wird (Abb. 36).

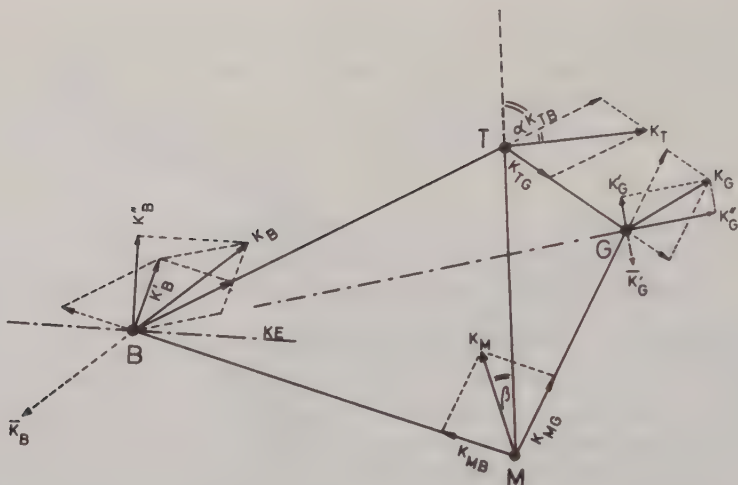


Abb. 36: Allgemeines Vektormodell des Hebels Unterkiefer.
 B Lastort im Zahnbogen, M Ansatz des M. masseter,
 T Ansatz des M. temporalis, G Kiefergelenk
 K_T Temporaliskraft, K_M Masseter-Pterygoideus-
 kraft, K_B Bißkraft, KE Kauenebene

K_B und K_G berechnen sich wie folgt:

Zunächst werden die Masseter - Pterygoideuskraft und die Temporaliskraft in ihre Teilkomponenten in Richtung Lastort (K_{MB} , K_{TB}) und Kiefergelenk (K_{MG} , K_{TG}) zerlegt. Entsprechend den Versuchsergebnissen ist der Drehpunkt dieses Systems im Lastort B zu lokalisieren. Bezüglich B erzeugen daher die Gelenkkomponenten K_{TG} und K_{MG} ein Drehmoment und eine Kraft, während die Komponenten K_{MB} und K_{TB} am Lastort nur eine Kraft K'_B bewirken.

Man erhält K'_B durch Verschiebung von K_{MB} und K_{TB} entlang ihrer Wirkungslinien nach B aus dem Parallelogramm beider Teilkräfte.

Auf dieselbe Weise ergibt sich aus den Teilkräften K_{TG} und K_{MG} , die im Kiefergelenk wirksame Kraft K_G . K_G läßt sich nun bezüg-

lich der Verbindungslinie $\overline{BG}$ in die Kräfte K'_G und K''_G zerlegen. Während die Komponente K'_G die eigentliche Kompressionskraft des Kiefergelenks darstellt, erzeugt K''_G zusammen mit der entsprechenden Komponente von K'_B eine Zugwirkung in Richtung $\overline{BG}$.

Liegt der Drehpunkt des Systems im jeweiligen Stützpunkt B, so kann K''_G entlang $\overline{BG}$ in den Lastort B verschoben werden und ergibt dort mit K'_B die Resultante K_B , die in Größe und Richtung die eigentliche Kieferschließkraft darstellt.

Bei der Messung der Kieferschließkraft wurde von K_B nur die zur Kauebene senkrechte Komponente K''_B erfaßt.

Werden K'_G und K_B durch jeweils gleichgroße entgegengesetzte Kräfte $\overline{K}_B$ und $\overline{K}'_G$ kompensiert, so sind alle Kräfte im Gleichgewicht, das Kiefergelenk ist, gleichgültig wie groß K_M und K_T sind, lastfrei.

Ein Computer-Rechenmodell (siehe Anhang) auf der Basis dieses Vektormodells gibt einen Überblick über die Drehmomente, die auf den Unterkiefer bei unterschiedlichen Kräfteverhältnissen und Zugrichtungen der einzelnen Kaumuskelgruppen während mesialer, zentraler und distaler Position des Stützpunktes B wirken.

Entsprechend den anatomischen Gegebenheiten wurden als Parameter für die Zugrichtung der Masseter-Pterygoideuskraft bei einer Schneidekantendistanz von 15 mm der Winkel $\beta = 10^\circ$ und für die Zugrichtung der Temporaliskraft ein variabler Winkel $\alpha = 10^\circ$ bis 100° eingegeben. Für die Kräfte von Masseter - Pterygoideus medialis und Temporalis wurden die nach den Versuchsergebnissen möglichen Zahlenverhältnisse 1 : 1 bis 1 : 8 gewählt.

Den Rechenergebnissen wurden sämtliche Kräfteverhältnisse von Masseter - Pterygoideus zu Temporalis mit den dazugehörigen Zugwinkeln α des Temporalis entnommen, die den Unterkiefer in allen drei Stützpunkten in einem Gleichgewichtszustand halten.

Dabei sind die Zugwinkel α des M. temporalis als gemeinsame Resultanten der Aktivitäten aller drei Temporalissektoren aufzufassen.

Die graphische Auswertung dieser Daten ergibt zunächst für jede Stützpunktposition eine Gleichgewichtskennlinie (a, b, c), aus deren Verlauf für jeden Stützpunkt eine Vielzahl von Gleichgewichtszuständen des Unterkiefers bei unterschiedlichsten Kräfteverhältnissen von Masseter-Pterygoideus zu Temporalis (M/T) mit den dazugehörigen Zugwinkeln α des Temporalis zu entnehmen sind (Abb. 37).

Nach den klinischen Versuchsergebnissen liegt jedoch in keinem der untersuchten Stützpunktbereiche von vornherein ein Kräftegleichgewicht vor. Der Unterkiefer kommt in jedem Fall erst nach einer anfänglichen Rotationsbewegung zum Stillstand. Da die Kippbewegung bei distaler und zentraler Abstützung fast gleich groß aber entgegengesetzt gerichtet ist, muß zwischen distalem und zentralem Stützpunkt ein initialer Gleichgewichtszustand gegeben sein, der rechnerisch leicht zu ermitteln und durch die Kennlinie X gekennzeichnet ist.

Unter der Voraussetzung, daß der M. temporalis hier in Richtung der Gesamresultanten des Muskelfächers arbeitet, die bei einer Schneidekantendistanz von 15 mm etwa einem Winkel α von 60° entspricht, ergibt sich aus dem Rechenmodell für den Gleichgewichtszustand ein Kräftegrundverhältnis von Masseter - Pterygoideus zu Temporalis von $1 : 3,3 = 0,3$.

Zu dieser Annahme berechtigt einerseits die Tatsache, daß die elektrischen Aktivitäten von Masseter und Temporalis mit zentraler Abstützung in der Regel die größten Endwerte erreichten.

Außerdem wird dieser Sachverhalt durch den konvexen Kennlinienverlauf der gemessenen Kieferschließkraft bestätigt.

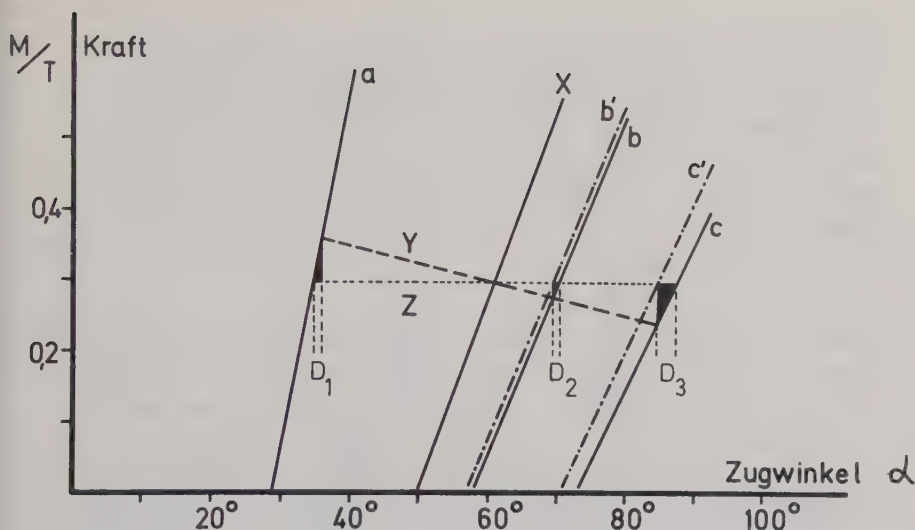


Abb. 37: Kennlinienverlauf der muskulären Gleichgewichtszustände für distale (a), zentrale (b) und mesiale (c) Abstützung des Unterkiefers in Abhängigkeit vom Kräfteverhältnis Masseter - Pterygoideus zu Temporalis (M / T) und den Zugwinkeln α der resultierenden Temporaliskräfte.

Z Kraftkennlinie von Masseter - Pterygoideus medialis und Temporalis bei initialem Gleichgewichtszustand des Unterkiefers

Y tatsächlicher Verlauf Kraftkennlinie von Masseter - Pterygoideus medialis und Temporalis bei mesialer, zentraler und distaler Abstützung des Unterkiefers

$D_1/D_2/D_3$ aus dem divergierenden Verlauf von Y und Z resultierende Drehmomente des Unterkiefers

b'/c' Kennlinien der Gelenkbelastung bei zentraler und mesialer Abstützung

Für konstante Muskelkräfte der Mm. masseter - pterygoideus medialis und temporalis muß über den einzelnen Stützpunkten der Seitenzahnreihe infolge der sich ändernden Hebelverhältnisse von distal nach mesial ein konkaver Verlauf der Kieferschließkraftkennlinie entstehen, wie ihn schon GYSI (14) angegeben hat (Abb. 38).

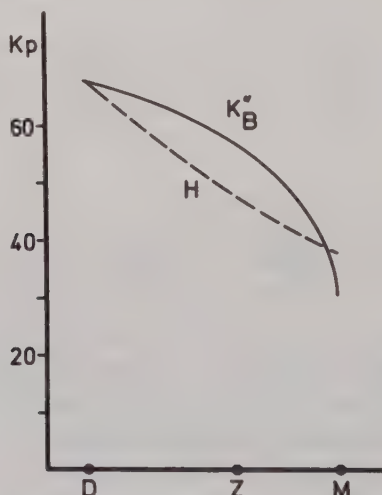


Abb. 38: K'_B klinischer Verlauf der maximalen Kieferschließkraft bei distaler (D), zentraler (Z) und mesialer (M) Abstützung. H = errechneter Verlauf der maximalen Kieferschließkraft infolge zunehmender Hebellänge, Muskelkraft konstant

Die konvexe Krümmung des tatsächlichen, klinisch gemessenen Kräfteprofils setzt nach der Modellrechnung voraus, daß die Aktivitäten von Masseter - Pterygoideus und Temporalis zwischen

distalem und zentralem Stützpunkt die größten Werte erreichen und bei distaler bzw. mesialer Abstützung ein um Faktor 0,8 geringeres Aktivitätsniveau aufweisen. Dies bedeutet, daß der M. temporalis zwischen distalem und zentralem Stützpunkt mit maximal möglicher Kraftentfaltung, also in Richtung seiner zentralen Resultanten (Winkel $\alpha = 60^\circ$) arbeiten muß. Aus der bekannten maximalen Kieferschließkraft (58 kp = 568 N) und dem Zugwinkel α des Temporalis von 60° können die Maximalkräfte der Mm. masseter, pterygoideus medialis und temporalis errechnet werden. Sie belaufen sich für die Mm. masseter und pterygoideus medialis zusammen auf ca. 20 kp (196 N), für den M. temporalis auf ca. 70 kp (686 N). Das hieraus resultierende Kräfteverhältnis von 0,3 bestätigt damit auf einem anderen Weg die Folgerungen aus den myographischen Ergebnissen.

Dieses Kräfteverhältnis der Mm. masseter - pterygoideus medialis zu temporalis von 20 : 70 kp (196 N : 686 N) entspricht weder den aus anatomischen Muskelquerschnitten errechneten Kraftverhältnissen von GYSI (14), BAY und WILD (5) mit 42 : 35 kp (412 N : 343 N) noch den aus physiologischen Muskelquerschnitten eruierten Kraftverhältnissen von SCHUMACHER (38) mit 47 : 36 kp (461 N : 353 N).

Werden nun ausgehend von dieser Grundbeziehung Masseter - Pterygoideus zu Temporalis = 0,3 die myographisch gefundenen Abstufungen der Kräfteverhältnisse von Faktor 1,25 beim Übergang von distaler zu zentraler Abstützung und Faktor 0,8 beim Übergang von zentraler zu mesialer Abstützung einbezogen, so ergibt sich mit zunehmender Mesialverlagerung des Stützpunktes eine lineare Reduktion der Kräfteverhältnisse von Masseter zu Temporalis (Abb. 37).

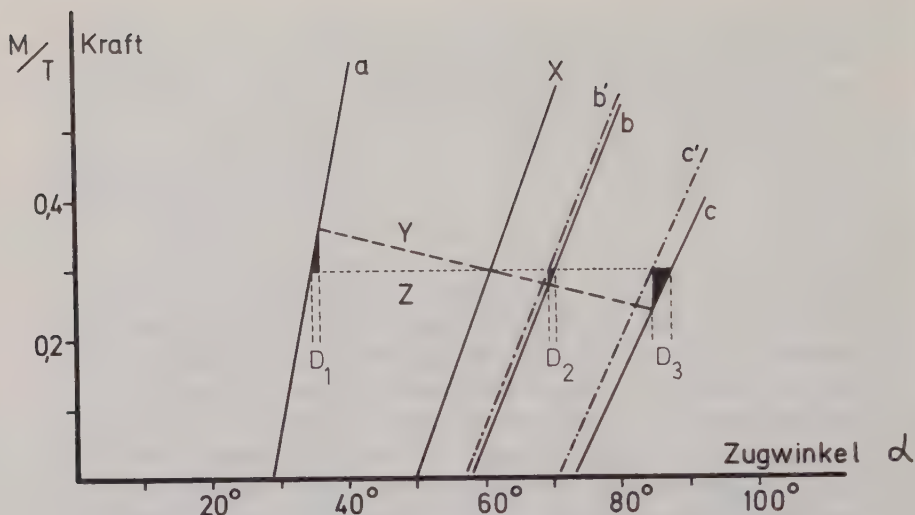


Abb. 37: Kennlinienverlauf der muskulären Gleichgewichtszustände für distale (a), zentrale (b) und mesiale (c) Abstützung des Unterkiefers in Abhängigkeit vom Kräfteverhältnis Masseeter - Pterygoideus zu Temporalis (M/T) und den Zugwinkeln der resultierenden Temporaliskräfte.

Die Schnittpunkte dieser Geraden (Y) mit den Kennlinien a, b, c markieren also die tatsächlichen Gleichgewichtsbedingungen in den einzelnen Stützpunkten.

Um diese Gleichgewichtszustände in allen Stützpunkten zu gewährleisten müßte sich das maximale Kräfteverhältnis $M/T = 0,3$ bei zentraler und mesialer Abstützung progressiv auf 0,28 bzw. 0,24 verringern. Dies würde bedeuten, daß der M. temporalis die in den Versuchen ermittelte maximale Kontraktionskraft weiter steigern müßte.

Projiziert man nun die Winkel, die diesen Gleichgewichtsbedingungen in den einzelnen Stützpunkten entsprechen, auf das Niveau des maximalen Kräfteverhältnisses von $M/T = 0,3$ (Z) zurück, so

ergeben die entstehenden Winkeldifferenzen (D_1 , D_2 , D_3) in Übereinstimmung mit den Versuchsergebnissen für den distalen Stützpunkt ein negatives Drehmoment, für den zentralen Stützpunkt ein positives Drehmoment von etwa gleicher Größe und für den mesialen Stützpunkt ein verstärktes positives Drehmoment (Abb. 37).

Die positiven Drehmomente bei zentraler und mesialer Abstützung führen zu einer Belastung der Kiefergelenke, deren Größenordnungen aus den Gleichgewichtszugwinkeln des M. temporalis, dem maximalen Kräfteverhältnis $M/T = 0,3$ sowie den zugehörigen Kieferschließkräften berechnet werden können.

Legt man im mesialen Stützpunkt die maximale Kieferschließkraft von 37 kp (363 N) und einen Zugwinkel des Temporalis von $\alpha = 85^\circ$ zugrunde, so erreicht die Belastung der Kiefergelenke einen Wert von 1,6 kp (16 N) (Abb. 37, Kennlinie c'). Für den zentralen Stützpunkt ergibt sich aus der maximalen Kieferschließkraft von 58 kp (568 N) und einen Zugwinkel des Temporalis von $\alpha = 68^\circ$ eine Gelenkbelastung von 0,5 kp (5 N) (Abb. 37, Kennlinie b'). Dabei entspricht das Zahlenverhältnis der Gelenkkräfte bei mesialer und zentraler Abstützung von 1,6 kp : 0,5 kp (15 N : 5 N) exakt dem der analogen, klinisch gemessenen kranialen Kondylenwege von 0,46 mm : 0,15 mm (4,5 N : 1,5 N).

Außerdem ergeben sich aus den bei mesialer bzw. zentraler Abstützung ermittelten Winkeländerungen von 3° (D_3) bzw. 1° (D_2) in Relation zu den entsprechenden kranialen Kondylenwegen von 0,46 mm bzw. 0,15 mm in sehr guter Näherung derselben Zahlenverhältnisse.

Die zahlreichen Übereinstimmungen zwischen den aus dem Vektormodell erhaltenen Beziehungen und den klinischen Meßergebnissen bestätigen die allgemeine Gültigkeit dieses Denkmodells.

Die bisher besprochenen Hebelbedingungen gelten zunächst nur für die bilateral symmetrische Abstützung des Unterkiefers am Oberkiefer.

Wird der Unterkiefer nur unilateral belastet, so bewirkt die balanceseitige Muskulatur einerseits auf der Stützseite eine Steigerung der maximalen Kieferschließkraft, andererseits scheint der Balancekondylus infolge der fehlenden Abstützung auf dieser Seite des Zahnbogens in kranialer Richtung frei beweglich.

Beim Übergang von bilateraler zu unilateraler Belastung des Unterkiefers nimmt die Kieferschließkraft bei distaler Abstützung von 67 kp (657 N) auf 96 kp (941 N), bei zentraler Abstützung von 57 kp (559 N) auf 78 kp (764 N) zu, während sich bei mesialer Abstützung keine signifikanten Unterschiede zeigen.

Die Steigerungsrate der Kieferschließkraft beträgt also maximal 30 %. Die transversalen Abstände zwischen dem Kondylus der Stützseite, dem Stützpunkt und dem Kondylus der Balanceseite verhalten sich im Endbereich der Seitenzahnreihe wie 1 : 3. Nach den myographischen Ergebnissen kann im Falle der unilateralen Abstützung auf der Stützseite dieselbe maximale Kieferschließkraft wie bei der bilateralen Abstützung angesetzt werden.

Wirkt auf der Stützseite also eine Kraft von 68 kp (666 N), so befindet sich der Unterkiefer in transversaler Richtung in einem Gleichgewichtszustand, wenn auf der Balanceseite eine Gegenkraft von ca. 22 kp (216 N) angreift (Abb. 39).

Beide Kräfte addieren sich im Stützpunkt zur resultierenden Kieferschließkraft von 90 kp (882 N).

Da die tatsächliche Bißkraft um ca. 6 kp (59 N) größer ist und jede einseitige Belastung des Unterkiefers mit einer Kranialverlagerung der Balanceseite verbunden ist, scheint dieser Kraftzuwachs allein von der Balanceseite auszugehen.

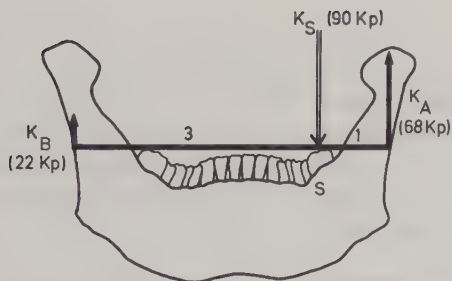


Abb. 39: Transversale Gleichgewichtsbedingung für die einseitige distale Stützpunktposition (S)

K_S Kieferschließkraft

K_A Muskelkraft Arbeitsseite

K_B Muskelkraft Balanceseite

Die Kranialbewegung des Balancekondylus beträgt im Mittel 0,46 mm und entspricht damit dem maximalen kranialen Kondylenweg bei bilateraler mesialer Abstützung.

Infolgedessen müssen auch die resultierenden Gelenkbelastungen mit maximal 1,5 kp (15 N) identisch sein.

Während die elektrischen Aktivitäten der Mm. Masseteres auf der Stütz- und Balanceseite etwa dasselbe Niveau erreichen, fallen die Temporalis-Potentiale auf der Balanceseite im Vergleich zur Stützseite um 50 % bis 70 % ab.

Es ist anzunehmen, daß die von der Balanceseite auf den Stützpunkt wirkende Kraftkomponente hauptsächlich vom Masseter ausgeht, wobei der Temporalis das kraniale Zugmoment auf der Balanceseite bis auf einen kleinen Restbetrag kompensiert.

Es kann somit davon ausgegangen werden, daß bei maximaler Kraftentfaltung sowohl während unilateraler wie bilateraler Belastung des Unterkiefers in jedem Bereich des Zahnbogens eine Gelenkbelastung von maximal 2 kp (20 N) nicht überschritten wird.

Unter Berücksichtigung der Tatsache, daß die gebräuchlichen Kaukräfte erheblich geringer als die Maximalkräfte sind, bedeutet dies, daß die Kiefergelenke eines intakten Kauorgans keiner nennenswerten Belastung ausgesetzt sind. Es handelt sich um passive Gelenke, deren Aufgabe wohl hauptsächlich darin besteht, die Leerbewegungen des Unterkiefers zu führen, während der nur minimale Muskelkräfte wirksam werden.

Bislang wurde, insbesondere von den Vertretern der Nichthebeltheorie davon ausgegangen, daß die resultierenden Kieferschließkräfte grundsätzlich senkrecht zur Okklusionsebene wirken (Abb. 1, 2).

Aus den in das Vektormodell eingerechneten Versuchsergebnissen geht jedoch hervor, daß Größe und Richtung der effektiven Kieferschließkräfte von der Stützpunktposition im Zahnbogen sowie dem Zerkleinerungswiderstand des Speisebolus abhängen.

Ist der Zerkleinerungswiderstand des Bolus - analog zu unseren Versuchsbedingungen - groß, so wird die aus den rotatorischen Komponenten K_{TG} und K_{MG} resultierende Gelenkkraft $K'{}_G$ im Stützpunkt wirksam und addiert sich dort mit der primären Bißkraft $K'{}_B$ zur Resultanten K_B (Abb. 37).

Ist der Zerkleinerungswiderstand des Bolus gering, so kommt $K'{}_G$ im Bereich der Kondylen zur Geltung, während im Kaufeld $K'{}_B$ als resultierende Bißkraft wirkt (Abb. 40).

Die Richtung der effektiven Bißkraft ändert sich also mit wechselnder Boluskonsistenz innerhalb der von $K'{}_B$ und K_B vorgegebenen Grenzbereiche. Die Grenzwinkel von $K'{}_B$ und K_B können aus $M/T = 0,3$ und den gemessenen Kieferschließkräften $K'{}_B$ (mesial 36 kp (353 N), zentral 57 kp (559 N), distal 68 kp (666 N)) für die einzelnen Stützpunktpositionen errechnet werden. Sie betragen in Relation zur Kauebene bei distaler Abstützung 90° bis 105° , bei zentraler Abstützung 55° bis 60° (Abb. 40 c).

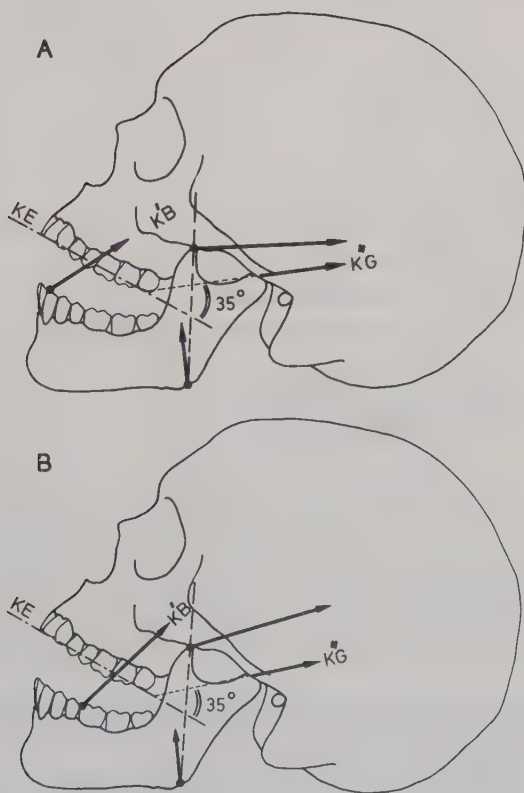
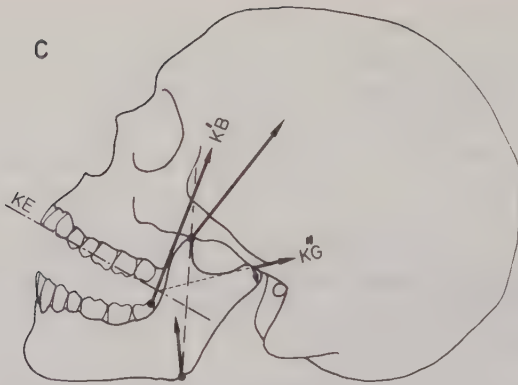


Abb. 40: Richtung und Größe der Kieferschließkraft K'_B und der im Gelenk wirksamen Kraft K''_G in Relation zur Zugwirkung von Masseter und Temporalis bei unterschiedlicher Lastortposition

A Abstützung mesial

B Abstützung zentral



-C Abstützung distal
KE Kauebene

Die Zugwirkung der effektiven Schließkraft ist umso eindeutiger nach dorsal gerichtet, je weiter das Kaufeld im Zahnbogen von distal nach mesial verlagert wird. Aus diesen Gegebenheiten geht hervor, daß mit beginnender Gelenkbelastung eine kompensatorische Rückföhrbewegung des Unterkiefers einsetzt, die proportional zur potentiellen Steigerung der Gelenkbelastung zunimmt.

Diese Tatsache wird durch die Richtung der resultierenden Gelenkkraft K''_G bestätigt:

Obwohl die Gelenkbelastung bei mesialer Abstützung dreimal größer ist als bei zentraler Abstützung, bildet der Kraftvektor K''_G in beiden Fällen mit der Kauebene KE einen Winkel von ca. 35° (Abb. 40 H₂). Dieser Winkel entspricht in bester Näherung der durchschnittlichen Kondylenbahnneigung von 35° und deutet auf eine funktionelle Anpassung der Gelenkgewebe an die mechanischen Gegebenheiten hin, die sich aus dem Zusammenspiel der Kaumuskulatur ergeben.

Diese ausgewogenen funktionellen Beziehungen zwischen Muskulatur, Kiefergelenken und wechselndem Kaufeld im Zahnbogen sind in Kauorganen mit krankhaften Befunden, wie Gelenkknacken bzw. akuten Myo-Arthropathien, gestört.

Bereits die im Fall von Gelenkknacken nachweisbaren verstärkte kranialen Kippwinkel während zentraler (und mesialer) Abstützung lassen eine erhöhte Gelenkbelastung vermuten. Obwohl der Rotationswinkel des Unterkiefers um den Stützpunkt durchschnittlich nur um $0,03^{\circ}$ größer als bei intakten Kauorganen ist, reicht die damit verbundene Belastungssteigerung der Kiefergelenke über einen längeren Zeitraum für das Auftreten pathologischer Veränderungen mit objektivierbaren klinischen Befunden aus.

Liegen schließlich akute Myo-Arthropathien vor, so ist der aus der Hubhöhe errechnete Kippwinkel des Unterkiefers im Vergleich zu intakten Kauorganen bei zentraler Abstützung mit $0,25^{\circ}$ um durchschnittlich $0,12^{\circ}$ größer. Beim Übergang von zentraler zu distaler Abstützung kehrt sich die Kipprichtung in Relation zu intakten Kauorganen sogar um, wobei jedoch der Kippwinkel mit $0,25^{\circ}$ konstant bleibt. Dieser Sachverhalt weist auf eine erhebliche Belastung der Gelenkgewebe hin.

Wie bereits dargelegt wurde (vergl. Abb. 22), bricht die Muskelkoordination mit Beginn der Kontraktionsphasen zusammen. Die Kranialbewegung des Symphysenpunktes um den distalen Stützpunkt schlägt vor Erreichen der vollen Amplitudenhöhe (S) in Richtung der Ausgangshaltung des Unterkiefers (A) um.

Da der M. temporalis mit seinen Aktivitäten dem M. masseter zeitlich vorausseilt, muß dieser Vorgang durch den Masseter ausgelöst werden. Hierfür spricht auch, daß in der Regel nach kurzer Versuchszeit die Ausgangslage des Unterkiefers verändert wird. Es stellt sich ein neues Ausgangsniveau A' ein, von dem aus dann der Symphysenpunkt wieder klare, je-

doch kaudal gerichtete Bewegungsimpulse ausführt. Diese Befunde deuten auf eine übersteigerte, unkoordinierte Aktivität des Masseters hin, wodurch der Temporalis relativ abgeschwächt wird. Offensichtlich erreicht der Masseter schließlich bei längerdauernder Beanspruchung eine tetanische Phase, wodurch der Unterkiefer um den Stützpunkt gekippt und der Symphysenpunkt eine neue, kranialer gelegene Ausgangsposition einnimmt (Abb. 22, A' nach A'). Die mit diesem Vorgang plötzlich auftretenden klaren Bewegungsimpulse des Symphysenpunktes sprechen für ein nun wieder eindeutiges, wenn auch unphysiologisches Kräfteverhältnis zwischen Masseter und Temporalis, welches aus einer Änderung des Kräftegrundverhältnisses von Masseter - Pterygoideus medialis zum Temporalis zu Gunsten der beiden erstgenannten Muskeln leicht erklärbar ist.

6.2. DIE VERFORMUNG DES UNTERKIEFERS

Die Verformungscharakteristik des Unterkiefers in vertikaler Richtung zeigt eine gute Übereinstimmung mit den Ergebnissen von MARX (25) und MOTSCH (27).

Die kaudale Durchbiegung des Unterkiefers bei zentraler Belastung der Seitenzahnreihe ist auf die kranial konvergierenden Querschnitte beider horizontalen Unterkieferäste zurückzuführen, deren Neigungswinkel zur Kauebene im Bereich der Molaren besonders groß sind. Hieraus erklärt sich die Anhebung des mesialen und distalen Endes der horizontalen Unterkieferäste unter der Einwirkung vertikal gerichteter Kräfte (vergl. Abb. 33). Wird der Unterkiefer dagegen in der Übergangsregion der Front-, Seitenzahnreihe belastet, so kommen die Kräfte über die ganze Länge der horizontalen Unterkieferäste in vertikaler Richtung zum Tragen, wobei deren Schrägprofile der einsetzenden kranial konvexen Verformung stabilisierend entgegenwirken.

Zwischen den metrischen Beträgen der Verformung des Unterkiefers und den Kieferschließkräften besteht bis zu einer Belastung von 100 kp (981 N) eine eindeutige lineare Beziehung.

Werden mit einer maximalen Kieferschließkraft von 96 kp (941 N) vertikale Deformationswerte bis 0,13 mm erreicht, so verformt sich der Unterkiefer im Rahmen der üblichen Kautätigkeit bestenfalls um Beträge von 0,01 bis 0,03 mm. Diese Werte liegen innerhalb des physiologischen parodontalen Toleranzbereichs und dokumentieren damit auch hier eine funktionelle Anpassung der parodontalen Gewebsstrukturen an die biomechanischen Gegebenheiten des Unterkiefers und der wirkenden Muskelkräfte.

6.3 PRAKTISCHE FOLGERUNGEN

Die Untersuchungsergebnisse verdeutlichen funktionelle Gegebenheiten, die bislang aufgrund klinischer Beobachtungen nur vermutet werden konnten.

So zum Beispiel das Auftreten von Myo-Arthropathien als Folge von Frühkontakten bzw. Gleithindernissen im anterioren Zahnbogen, insbesondere im Bereich der ersten Prämolaren.

Trifft beim Zahnreihenschluß der untere Eckzahn auf die mesiale Randleiste des ersten oberen Prämolaren, so werden infolge der flachen, dorso-kranialen Wirkung der resultierenden Kieferschließkraft (K_p) in Relation zur meßtechnisch erfaßbaren Kraftkomponente etwa doppelt so große Kräfte wirksam.

Diese Kräfte sind durchaus in der Lage ebenso gravierende Beschwerden im Bereich der Kiefergelenke bzw. der Muskulatur hervorzurufen, wie sie bei funktionellen Störungen in der Molarenregion auftreten.

Geht man davon aus, daß bei Belastung des kritischen, den Molaren vorgelagerten Zahnbogenbereichs, der Verlauf der Kondylenbahn und die Richtung des am Kondylus resultierenden

Kraftvektors in etwa kongruent sind, so werden hier bereits geringste funktionelle Störungen unmittelbar in Belastungsimpulse der Gelenkgewebe umgesetzt.

Bei okklusalen Störkontakten im Molarenbereich wäre dagegen infolge der Inkongruenz zwischen dem Verlauf der Kondylenbahn und der Richtung des am Kondylus resultierenden Kraftvektors eine größere Fehlfunktionstoleranz gegeben.

Außerdem stellen die vertikalen Differenzen zwischen der Ruhe- und Arbeitshaltung des Unterkiefers das praktische Vorgehen bei der Justierung von Artikulatoren in Frage. In der Regel werden die Daten zur Justierung eines Artikulators aus definierten Positionen bzw. Bewegungsabläufen des unbelasteten Unterkiefers gewonnen.

Der belastete Unterkiefer zeigt im Vergleich zum lastfreien Unterkiefer kraniale Abweichungen von durchschnittlich 0,3 mm. Dies bedeutet, daß eine in einem herkömmlich justierten Artikulator rekonstruierte Zahnreihe am Patienten, insbesondere in der Endphase der Rückföhrbewegung des Unterkiefers, zu Frühkontakten föhren muß. Diese funktionellen Störungen sind nur durch eine Verminderung des am Patienten registrierten Kondylenbahnwinkels um ca. 10^0 vermeidbar.

7. ZUSAMMENFASSUNG DER UNTERSUCHUNG

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit den Hebelgesetzen der menschlichen Mandibula und ihrer Verformung unter der Kraftwirkung der Kaumuskulatur.

Im ersten Teil der Arbeit wurde auf die bisher bekannten Hebeltheorien und Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Unterkiefers kritisch eingegangen. Der Diskussion eines meßtechnischen Vorgehens zur Erfassung von Daten, die sowohl Rück-

schlüsse auf die Hebelgesetze des Unterkiefers als auch die Darstellung von Verformungseffekten des Unterkiefers ermöglichen, folgt die Entwicklung der notwendigen Meßgeräte und die Beschreibung der angewendeten Meßverfahren. Außerdem werden in praktischen Versuchen Fehlerquellen aus den Meßsystemen und der gesamten Versuchsanordnung abgegrenzt.

Die Versuchsanordnung besteht aus einer jeweils individuell gefertigten Messingschiene, die mit 5 induktiven Weggebern bestückt ist. Der Unterkiefer wird über Kunststoff-Hypomochlien am Oberkiefer ein- bzw. beidseitig alternierend im mesialen, zentralen und distalen Bereich der Seitenzahnreihe abgestützt. Außerdem werden mit induktiven Kraftaufnehmern die Kieferschließkräfte aufgezeichnet und die elektrischen Aktivitäten der Kaumuskulatur bipolar mit Oberflächen Elektroden abgeleitet.

Der zweite Abschnitt enthält Untersuchungen über die sagittalen und transversalen Bewegungsimpulse des Unterkiefers, die Vertikalverformung des Unterkiefers sowie über die elektrischen Aktivitäten der Mm. masseter und temporalis und die Kieferschließkräfte bei unterschiedlicher Stützpunktverteilung im Zahnbogen.

Die Untersuchungen, an 12 Probanden durchgeführt, zeigten übereinstimmende Ergebnisse, auf deren Grundlage ein neues Vektor- und Rechenmodell zur Hebelmechanik des Unterkiefer abgeleitet werden konnte. Dieses Denkmodell ermöglichte im Zusammenhang mit den praktischen Versuchsergebnissen gezielte Aussagen zur Physiologie und Pathologie der Hebelmechanik des Unterkiefers.

Ergebnisse:

1. Der Drehpunkt des belasteten Unterkiefers liegt im jeweiligen Kaufeld im Bereich der Zahnreihen.
2. Wird der Unterkiefer beiderseits im distalen Seitenzahnbereich belastet, so führt er eine - bezogen auf den Symphysen-

punkt - kraniale Rotationsbewegung aus, deren volles Ausmaß bereits bei kleinen Kieferschließkräften erreicht ist.

3. Wird der Unterkiefer beiderseits im mesialen Seitenzahnbereich belastet, so führt er eine - in Relation zum Symphysenpunkt - kaudal gerichtete Rotationsbewegung aus, die ungefähr proportional mit der Kieferschließkraft zunimmt.
4. Bei unilateraler Belastung führt der Unterkiefer eine transversale Rotationsbewegung aus, die ebenfalls linear mit der Kieferschließkraft zunimmt.
5. Wird der Unterkiefer in der Übergangsregion vom ersten zum zweiten Molaren belastet, so wirken auf ihn keine Drehmomente. Die Muskulatur befindet sich in einem Gleichgewichtszustand. Voraussetzung für diesen Gleichgewichtszustand ist ein Kräfteverhältnis zwischen Masseter - Pterygoideus medialis und Temporalis von 1 : 3,3, wobei die maximale wirksame Kraft von Masseter und Pterygoideus medialis zusammen ca. 20 kp (196 N), die des Temporalis ca. 70 kp (686 N) beträgt.
6. Auf der Basis dieser Kräfte relation ist die Bewegungsführung des belasteten Unterkiefers rein muskulär bedingt. Die im Kauorgan wirkenden Kräfte werden allein von der Muskulatur kompensiert, während die Kiefergelenke praktisch lastfrei bleiben.
Die Aufgabe der Kiefergelenke kann also nur darin bestehen, die Leerbewegungen des Unterkiefers zu führen, während der keine nennenswerten Kräfte wirksam werden.
Leerbewegungen des Unterkiefers und Bewegungsabläufe unter der Kraftwirkung der Kaumuskulatur sind nicht identisch.

7. Die resultierende Kaukraft nimmt über die Seitenzahnreihe von distal nach mesial überproportional ab. Sie ist grundsätzlich nicht senkrecht, sondern dorso-kranial zur Okklusionsebene gerechnet, wobei ihr Winkel von mesial nach distal stetig zunimmt. Sie führt also den Unterkiefer im Rahmen des Kaugeschehens gleichzeitig in seine Ausgangslage zurück.
8. Die resultierende auf die Kiefergelenke wirkende Kraft übersteigt - gleichgültig in welchem Bereich des Zahnbogens der Unterkiefer belastet wird - auch bei maximaler Kraftentwicklung der Muskulatur weder auf der Stützseite noch auf der Balanceseite einen Wert von 2 kp (20 N). Ihr Zugwinkel zur Okklusionsebene beträgt bei mesialer und zentraler Belastung der Zahnreihen maximal 35° und entspricht damit in bester Näherung der durchschnittlichen Kondylenbahnneigung von 33° .
9. Im Gegensatz zum Masseter und Pterygoideus medialis ändern sich die Zugwinkel des Temporalis in Abhängigkeit von der Position des Lastorts im Zahnbogen.
Gemessen zur Verbindungslinie von Kieferwinkel und Processus muskularis beträgt der Winkel der Temporalisresultante
bei mesialer Belastung des Unterkiefers 35°
bei zentraler Belastung des Unterkiefers 60° und
bei distaler Belastung des Unterkiefers 85° .

Die Grenzresultanten von 35° und 85° verlaufen so, daß beiderseits zwischen ihnen und den Randregionen des Temporalis ein Restwinkel von ca. 20° bleibt, d. h. der Muskelfächer des Temporalis kommt nicht in seiner vollen Ausdehnung zur Wirkung.

10. Unter der Kraftwirkung der Kaumuskulatur werden die horizontalen Unterkieferäste bei bilateraler Belastung kaudal konvex um Beträge von maximal 0,05 bis 0,11 mm verformt.
11. Bei unilateraler Belastung wird der Unterkiefer auf der Lastseite um maximal 0,13 mm kaudal konvex, auf der Balanceseite dagegen um maximal 0,04 mm kranial konvex durchgebogen.

Tab. 1.1 : Verlagerung des Unterkiefers bei maximaler Kraftentfaltung der Kaumuskulatur

Abstützung bilateral distal (D)												
Versuchsperson	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12 Mittelwerte
Wegänderung MP I	+0,11	+0,38	+0,15	+0,10	+0,22	+0,19	+0,17	+0,12	+0,22	+0,10	+0,18	+0,15
(mm) MP IV	+0,02	+0,08	+0,14	+0,04	+0,11	-0,03	+0,08	+0,04	+0,01	+0,02	+0,06	+0,04
MP V	+0,03	+0,07	+0,12	+0,05	+0,09	-0,04	+0,07	+0,03	+0,02	+0,02	+0,05	+0,04
Wegänderung (mm) I'	+0,06	+0,18	+0,04	+0,06	+0,11	+0,17	+0,08	+0,07	+0,16	+0,07	+0,11	+0,10
projiziert IV'/V'	-0,02	-0,04	-0,02	-0,02	-0,03	-0,04	-0,03	-0,03	-0,04	-0,03	-0,04	-0,03
Kaukraft (kp)	58	78	60	65	75	74	64	66	76	69	72	68

Tab. 1.2 : Verlagerung des Unterkiefers bei maximaler Kraftentfaltung der Kaumusculatur

Abstützung bilateral zentral (Z)

Versuchsperson	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittel- werte
Wegänderung MP I	-0,04	-0,03	-0,05	-0,15	+0,18	-0,10	-0,08	-0,04	-0,06	-0,05	-0,03	-0,05	
MP IV	+0,13	+0,18	+0,24	+0,10	+0,16	+0,09	+0,10	+0,10	+0,16	+0,20	+0,14	+0,14	
MP V	+0,14	+0,18	+0,22	+0,09	+0,14	+0,08	+0,08	+0,11	+0,18	+0,18	+0,12	+0,11	
Wegänderung (mm) I'	-0,06	-0,05	-0,12	-0,11	+0,03	+0,02	-0,08	+0,04	-0,11	-0,09	-0,03	-0,06	-0,05
projiziert IV'/V'	+0,08	+0,08	+0,11	+0,13	-0,02	-0,02	+0,06	-0,05	+0,10	+0,12	+0,04	+0,08	+0,07
Kaukraft (kp)	58	56	64	68	50	48	58	54	64	65	48	54	57

Tab. 1.3 : Verlagerung des Unterkiefers bei maximaler Kraftentfaltung
der Kaumuskulatur

Abstützung bilateral mesial (M)												
Versuchsperson	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12 Mittel- werte
Wegänderung MP I	-0,07	-0,10	-0,03	-0,02	+0,18	-0,05	+0,07	-0,02	+0,04	-0,04	+0,08	-0,06
MP IV	+0,41	+0,27	+0,26	+0,20	+0,32	+0,18	+0,20	+0,22	+0,28	+0,23	+0,16	+0,30
MP V	+0,41	+0,28	+0,32	+0,19	+0,26	+0,22	+0,26	+0,21	+0,26	+0,28	+0,18	+0,32
Wegänderung (mm)												
I'	-0,06	-0,03	-0,08	-0,06	-0,04	-0,06	-0,04	-0,03	-0,04	-0,04	-0,06	-0,05
projiziert IV'/V'	+0,28	+0,28	+0,37	+0,25	+0,10	+0,18	+0,15	+0,27	+0,22	+0,30	+0,28	+0,19
												+0,23
Kaukraft (kp)	38	39	45	40	28	38	31	41	33	35	36	36

Tab. 2.1 : Verlagerung des Unterkiefers bei maximaler Kraftentfaltung der Kaumusculatur

Abstützung unilateral distal (D)													
Versuchsperson	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittel- werte
Wegänderung MP I	+0,42	+0,80	+0,57	+0,28	+0,09	+0,33	+0,19	+0,30	+0,25	+0,22	+0,42	+0,51	
MP IV	+0,08	+0,05	+0,16	+0,09	+0,10	+0,07	+0,10	+0,08	+0,07	+0,08	+0,12	+0,14	
MP V	+0,40	+0,55	+0,60	+0,29	+0,04	+0,32	+0,18	+0,30	+0,26	+0,20	+0,46	+0,49	
Wegänderung(mm) I'	+0,28	+0,20	+0,25	+0,16	+0,11	+0,18	+0,09	+0,11	+0,14	+0,20	+0,12	+0,10	+0,18
projiziert IV'	-0,05	-0,05	-0,06	-0,04	-0,01	-0,04	-0,02	-0,02	-0,03	-0,05	-0,02	-0,01	-0,024
Stützseite													
Wegänderung(mm) I'	+0,51	+0,70	+0,48	+0,34	+0,10	+0,40	+0,20	+0,40	+0,34	+0,44	+0,32	+0,48	+0,40
projiziert V'	+0,53	+0,52	+0,30	+0,31	+0,07	+0,26	+0,16	+0,33	+0,20	+0,34	+0,28	+0,36	+0,32
Balanceseite													
Querkipprg V'-IV'	0,58	0,62	0,36	0,35	0,08	0,30	0,18	0,35	0,23	0,39	0,30	0,37	0,33
Kaukraft (kp)	110	115	110	95	68	90	75	104	75	112	85	108	96

Tab. 3.1 : Verlagerung des Unterkiefers bei maximaler Kraftentfaltung Versuchspersonen mit Gelenkknacken

Versuchsperson	1	2	3	4	5	6	7	Mittelwert
Wegänderung MP I (mm)	+0,08	+0,11	+0,10	+0,15	+0,18	+0,13	+0,12	
MP V	+0,03	+0,03	+0,02	+0,05	+0,01	+0,02	+0,01	
Wegänderung(mm) I'	+0,06	+0,08	+0,09	+0,12	+0,14	+0,10	+0,09	+0,07
projiziert V'	-0,02	-0,03	-0,03	-0,04	-0,05	-0,03	-0,03	-0,03

Versuchsperson	1	2	3	4	5	6	7	Mittelwert
Wegänderung MP I	-0,08	-0,11	-0,14	-0,16	-0,10	-0,15	-0,09	
(mm) MP V	+0,02	+0,05	+0,04	+0,06	+0,06	+0,15	+0,07	
Wegänderung(mm) I'	-0,03	-0,06	-0,07	-0,10	-0,08	-0,10	-0,05	-0,07
projiziert V'	+0,03	+0,07	+0,08	+0,11	+0,09	+0,12	+0,06	+0,08

Tab. 3.2 : Verlagerung des Unterkiefers bei maximaler Kraftentfaltung
Versuchspersonen mit Myo-Arthropathien

Versuchsperson	Abstützung bilateral distal (D)						
	1	2	3	4	5	6	7 Mittelwert
Wegänderung MP I (mm)	-0,13 +0,05	-0,17 +0,02	-0,21 +0,04	-0,28 +0,06	-0,23 +0,05	-0,22 +0,04	-0,19 +0,03 +0,04
Wegänderung(mm)I' projiziert V'	-0,09 +0,03	-0,14 +0,05	-0,16 +0,06	-0,24 +0,08	-0,18 +0,07	-0,20 +0,07	-0,15 +0,05 -0,16 +0,06

Versuchsperson	Abstützung bilateral zentral (Z)						
	1	2	3	4	5	6	7 Mittelwert
Wegänderung MP I (mm)	-0,07 +0,02	-0,12 +0,06	-0,17 +0,14	-0,22 +0,19	-0,11 +0,02	-0,13 +0,05	-0,10 +0,04
Wegänderung(mm)I' projiziert V'	-0,03 +0,03	-0,06 +0,08	-0,13 +0,16	-0,18 +0,22	-0,05 +0,04	-0,08 +0,09	-0,06 +0,07 -0,09 +0,09

Tab. 4.1 : Verlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	5	6,5	10	16,5	23	37	40	47
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,20	+0,22	+0,25	+0,29	+0,33	+0,36	+0,37	+0,38
distal (D)	IV'+V'/2 = D	0	+0,02	+0,01	+0,02	+0,04	+0,07	+0,07	+0,08	+0,08
SKD 15 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,18	0,21	0,23	0,25	0,26	0,29	0,29	0,30
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	1,5	3,3	8,3	10	16	26	37	44
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,05	+0,07	+0,10	+0,11	+0,13	+0,14	+0,15	+0,17
distal (D)	IV'+V'/2 = D	0	-0,01	+0,01	+0,01	+0,03	+0,03	+0,04	+0,04	+0,05
SKD 30 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,06	0,08	0,09	0,09	0,10	0,11	0,11	0,12
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	3,5	6,5	10	13	15	17	20	
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,12	+0,20	+0,28	+0,31	+0,35	+0,37	+0,41	
mesial (M)	I' = S	0	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,03	-0,04	
SKD 15 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,13	0,21	0,29	0,39	0,37	0,40	0,44	
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	3,5	6,5	10	17	24	30	37	
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,08	+0,13	+0,20	+0,28	+0,37	+0,42	+0,48	
mesial (M)	I' = S	0	+0,01	+0,01	+0,02	+0,02	+0,03	+0,03	+0,04	
SKD 30 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,07	0,12	0,18	0,26	0,34	0,39	0,44	

Tab. 4.2 : Verlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	5	10	14	20	26	34	36	40
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,14	+0,22	+0,24	+0,30	+0,34	+0,39	+0,38	+0,40
distal (D)	IV'+V'/2 = D	0	+0,02	+0,06	+0,06	+0,10	+0,12	+0,15	+0,13	+0,14
SKD 15 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,12	0,16	0,18	0,20	0,22	0,24	0,25	0,26
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	3,5	6,5	13	20	26	34	40	
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,08	+0,13	+0,16	+0,19	+0,22	+0,22	+0,23	
distal (D)	IV'+V' = D	0	+0,02	+0,02	+0,04	+0,05	+0,07	+0,07	+0,08	
SKD 30 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,06	0,11	0,12	0,14	0,14	0,15	0,15	
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	1,5	3,5	6	13	17	23	27	
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,03	+0,07	+0,10	+0,21	+0,26	+0,31	+0,35	
mesial (M)	I' = S	0	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,03	-0,04	-0,04	
SKD 15 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,04	0,08	0,12	0,23	0,29	0,35	0,35	
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	2	5	9	15	21	26	30	
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,03	+0,07	+0,11	+0,18	+0,24	+0,26	+0,29	
mesial (M)	I' = S	0	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	
SKD 30 mm	Kippgrad (D - S)		0,04	0,08	0,13	0,20	0,26	0,29	0,32	

Tab. 4.3 : Verlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	5	10	14	20	26	33	40
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,18	+0,20	+0,19	+0,20	+0,19	+0,20	+0,19
distal (D)	IV'+V'/2 = D	0	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	-0,04
SKD 15 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,19	0,21	0,21	0,22	0,22	0,23	0,23
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	3	5	7	10	13	16	20
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,17	+0,21	+0,27	+0,30	+0,34	+0,35	+0,37
mesial (M)	I' = S	0	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	-0,03	-0,04	-0,05
SKD 15 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,18	0,22	0,28	0,32	0,37	0,39	0,42
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	2	3,5	10	17	23	30	43
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,07	+0,10	+0,14	+0,15	+0,16	+0,16	+0,16
distal (D)	IV'+V'/2 = D	0	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	-0,03	-0,02	-0,02
SKD 15 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,08	0,11	0,13	0,13	0,13	0,14	0,14
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	3	7	13	20	26	36	40
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,11	+0,16	+0,27	+0,33	+0,37	+0,42	+0,48
mesial (M)	I' = S	0	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,03	-0,04
SKD 15 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,12	0,17	0,28	0,35	0,39	0,45	0,52

Tab. 4.3.1: Verlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	6	10	17	20	27	36	40
Abst. bilat.	$I' = S$	0	+0,24	+0,28	+0,38	+0,37	+0,41	+0,48	+0,51
distal (D)	$IV' + V' / 2 = D$	0	+0,06	+0,10	+0,18	+0,18	+0,21	+0,27	+0,30
SKD 15 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,18	0,18	0,20	0,19	0,20	0,21	0,21
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	2	3,5	6	10	13,5	19	
Abst. bilat.	$IV' + V' / 2 = D$	0	+0,09	+0,11	+0,20	+0,26	+0,30	+0,36	
mesial (M)	$I' = S$	0	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	
SKD 15 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,10	0,12	0,22	0,28	0,33	0,39	

Tab. 4.4 : Verlagerung des Unterkiefers in sagittaler Richtung bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	2	4,5	10	16,5	26	36	40
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,15	+0,18	+0,21	+0,23	+0,23	+0,25	+0,25
distal (D)	IV'+V'/2 = D	0	+0,01	+0,01	+0,02	+0,03	+0,03	+0,04	+0,04
SKD 15 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,14	0,17	0,19	0,20	0,20	0,21	0,21
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	2	6	12	22	30		
Abst. bilat.	I' = S	0	+0,08	+0,13	+0,16	+0,17	+0,18		
distal (D)	IV'+V'/2 = D	0	+0,01	+0,01	+0,02	+0,03	+0,03		
SKD 30 mm	Kippgrad (S - D)	0	0,07	0,12	0,14	0,14	0,15		
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	2	5	8	13	19		
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,09	+0,17	+0,23	+0,30	+0,36		
mesial (M)	I' = S	0	-0,01	-0,01	-0,02	-0,03	-0,04		
SKD 15 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,10	0,18	0,25	0,33	0,40		
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	3	6	9	12	19		
Abst. bilat.	IV'+V'/2 = D	0	+0,06	+0,12	+0,16	+0,21	+0,25		
mesial (M)	I' = S	0	-0,01	-0,01	-0,02	-0,03	-0,03		
SKD 30 mm	Kippgrad (D - S)	0	0,07	0,13	0,18	0,29	0,28		

Tab. 4.5 : Verlagerung des Unterkiefers in transversaler Richtung bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	15	35	48	75	
Abst. mes. u. dist.	Kippgrad (IV'-V')	0	0,08	0,12	0,16	0,20	
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	10	25	42	63	80
Abst. mes. u. dist.	Kippgrad (IV'-VI)	0	0,09	0,14	0,19	0,24	0,29
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	8	21	35	48	64
Abst. mes. u. dist.	Kippgrad (IV'-V')	0	0,10	0,15	0,21	0,26	0,33
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	12	25	39	57	70
Abst. mes. u. dist.	Kippgrad (IV'-V')	0	0,12	0,18	0,25	0,34	0,40
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	8	21	30	52	64
Abst. mes. u. dist.	Kippgrad (IV'-V')	0	0,08	0,15	0,19	0,28	0,33
Wegänderung (mm)	Kraft (kp)	0	9	26	39	55	71
Abst. mes. u. dist.	Kippgrad (IV'-V')	0	0,12	0,22	0,28	0,36	0,44

Tab. 5.1 : Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

		Versuchsperson 1									
Abstützung bilateral distal (D)	Kraft (kp)	10	16	21	33	39	44	53	59	67	
	Masseter	1,5	3	4	7	9	11	14	18	-	
	Temporalis	0	0,5	0,5	1,5	2	3	4,5	6	9	
Abstützung bilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	8	14	20	29	37	46	55	60	66	
	Masseter	2	3	5	8	11	15	20	25	-	
	Temporalis	0,2	0,5	1,0	2	3	5	7	9	12	
Abstützung bilateral mesial (M)	Kraft (kp)	4	10	18	25	31	36	41	45		
	Masseter	1	3	6	9	12	15	19	23		
	Temporalis	0,5	1	2	3	5	6	8	10		
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Stützseite	Kraft (kp)	10	19	26	38	44	53	62	74	79	85
	Masseter	1,5	3	4	6	7	9	10	12	13	14
	Temporalis	0	0,2	0,8	1	1,5	2	3	6	7	-
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Balanceseite	Kraft (kp)	6	12	20	31	42	59	70	79	83	
	Masseter	1,5	1,5	3	5	7	10	12	13	15	
	Temporalis	0	0	0	0,5	0,8	1,5	2	3	3	

Tab. 5.1.1: Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Versuchsperson 1

Abstützung unilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	10	21	32	40	48	59	70	82
Elektr. Stützseite	Masseter	2	4	6	7	9	11	13	16
	Temporalis	0	0,5	1	2	3	5	7	10
Abstützung unilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	5	13	25	34	40	48	60	82
Elektr. Balanceseite	Masseter	0,5	2,5	5	7	8	10	13	18
	Temporalis	0	0	0	0,5	0,8	1,5	2	2,5
Abstützung unilateral mesial (M)	Kraft (kp)	10	18	25	39	48	55	64	
Elektr. Stützseite	Masseter	2	4	6	9	11	13	15	
	Temporalis	0,5	0,7	1,2	3	5	6	10	
Abstützung unilateral mesial (M)	Kraft (kp)	5	14	26	37	45	53	63	
Elektr. Balanceseite	Masseter	1,5	4	7	10	12	14	17	
	Temporalis	0	0,5	1	1,5	2	3	4,5	

Tab. 5.2 : Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

		Versuchsperson 2									
Abstützung bilateral distal (D)	Kraft (kp)	5	12	20	27	31	38	46			
	Masseter	2	6	10	14	16	22	30			
	Temporalis	0,5	1,5	3	4	5,5	7	10			
Abstützung bilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	6	11	18	25	32	38	46			
	Masseter	3	6	10	15	21	29	33			
	Temporalis	1	2	3	4,5	7	8	12			
Abstützung bilateral mesial (M)	Kraft (kp)	3	8	13	19	23	27	30			
	Masseter	2	6	10	15	20	26	31			
	Temporalis	1	2	4	5	7	8	9,5			
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Stützseite	Kraft (kp)	10	18	28	42	50	61	70			
	Masseter	1,5	3	5	8	9	11	12			
	Temporalis	0	0,2	1	1,5	2,5	4	7			
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Balanceseite	Kraft (kp)	8	17	27	36	48	66	71			
	Masseter	3	5	6	8	10	13	15			
	Temporalis	0	0,5	1,0	1,5	2,5	5	7			

Tab. 5.2.1: Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Versuchsperson 2

Abstützung unilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	8	15	21	34	50	58	59
Elektr. Stützseite	Masseter	2	3	4	7	10	12	13
	Temporalis	0,2	0,5	1	2	3,5	5	9
Abstützung unilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	8	15	21	28	36	50	62
Elektr. Balanceseite	Masseter	4	5	7	8	9	12	13
	Temporalis	0,2	1	1,5	2,5	3	4	5
Abstützung unilateral mesial (M)	Kraft (kp)	10	18	32	40	51		
Elektr. Stützseite	Masseter	3	5	9	11	13		
	Temporalis	0,5	1,5	3	4	7		
Abstützung unilateral mesial (M)	Kraft (kp)	10	23	32	40	51		
Elektr. Balanceseite	Masseter	5	8	10	12	16		
	Temporalis	0,5	1,5	2,5	3	5		

Tab. 5.3 : Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis
bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

		Versuchsperson 3									
Abstützung bilateral distal (D)	Kraft (kp)	5	10	16	20	22	22	28			
	Masseter	1,5	4	7	10	12	12	17			
	Temporalis	1,5	2	3	4	5	5	10			
Abstützung bilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	5	10	16	20	22	22	27			
	Masseter	2,5	5	9	12	14	14	19			
	Temporalis	1,5	3	4,5	6	7	7	11			
Abstützung bilateral mesial (M)	Kraft (kp)	3	7	10	14	15					
	Masseter	2,5	3	10	15	18					
	Temporalis	1,5	3,5	5	8	10					
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Stützseite	Kraft (kp)	6	10	16	21	28	35				
	Masseter	3	5	7	8	11	13				
	Temporalis	0,5	1	2	3	4,5	7				
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Balanceseite	Kraft (kp)	5	11	16	21	28	35				
	Masseter	3	5	7,5	9	12	15				
	Temporalis	0	0,5	1	1	1,5	2,5				

Tab. 5.3.1: Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

		Versuchsperson 3									
Abstützung unilateral zentral (Z) Elektr. Stützseite	Kraft (kp)	6	11	19	25	29	33				
	Masseter	4	6	9	11	12	14				
	Temporalis	1	1,5	3	4	6	7,5				
Abstützung unilateral zentral (Z) Elektr. Balanceseite	Kraft (kp)	4	11	16	23	28	32				
	Masseter	3	6	8	11	14	16				
	Temporalis	0	0,2	0,7	1,5	2,5	4				
Abstützung unilateral mesial (M) Elektr. Stützseite	Kraft (kp)	5	11	14	18	22					
	Masseter	4	7	9	11	13					
	Temporalis	1	2,5	3	5	7					
Abstützung unilateral mesial (M) Elektr. Balanceseite	Kraft (kp)	5	10	14	17	23					
	Masseter	4	7	9	12	15					
	Temporalis	0	0,7	1,2	2	3,5					

Tab. 5.4 : Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis
bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Versuchsperson 4

Abstützung bilateral distal (D)	Kraft (kp)	12	23	30	39	44	55	63	73
	Masseter	1	1,5	2,5	3,5	4	6	8	11
	Temporalis	0	0	1	2	2,5	4	6	9
Abstützung bilateral zentral (Z)	Kraft (kp)	10	21	26	35	45	55	60	65
	Masseter	1,5	3	4	6	9	13	16	20
	Temporalis	0	1	1,5	2,5	4	6	7,5	11
Abstützung bilateral mesial (M)	Kraft (kp)	8	17	22	28	32	35		
	Masseter	2	5	6,5	10	13	18		
	Temporalis	0,5	1,5	2,5	4	6	9		
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Stützseite	Kraft (kp)	10	27	36	44	66	78	84	98
	Masseter	1,5	2,5	3	3,5	5	5,5	6	7
	Temporalis	0	0	0,2	0,7	2	3,5	5	9
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Balanceseite	Kraft (kp)	10	29	41	54	62	70	85	105
	Masseter	1,5	3	4	5	5	6	7	9
	Temporalis	0	0	0	0	0,2	0,5	1	3

Tab. 5.4.1: Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Versuchsperson 4

Abstützung unilateral zentral (Z)	Kaukraft (kp)	10	25	41	56	75	88	100	
Elektr. Stützseite	Masseter	2	3	4,5	5	7	8	9	
	Temporalis	0	0	0,5	2,5	6	9	12	
Abstützung unilateral zentral (Z)	Kaukraft (kp)	10	22	36	50	64	80	91	100
Elektr. Balanceseite	Masseter	2	3	4,5	5,5	7	8,5	10	10
	Temporalis	0	0	0,5	1	2	3	5	6
Abstützung unilateral mesial (M)	Kaukraft (kp)	10	22	38	46	60	68		
Elektr. Stützseite	Masseter	2,5	4	5	7	7,5	8		
	Temporalis	0,2	1	3	4	7	9		
Abstützung unilateral mesial (M)	Kaukraft (kp)	10	21	30	43	50	58	67	
Elektr. Balanceseite	Masseter	2,5	4	5	7	7	8	10	
	Temporalis	0	0,5	1	1,5	2,5	3	4	

Tab. 5.5 : Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

		Versuchsperson 5							
Abstützung bilateral distal (D)	Kaukraft (kp)	10	19	30	36	45	52	56	
	Masseter	3	5	11	13	18	23	27	
	Temporalis	1	2	4	6	7	9	15	
Abstützung bilateral zentral (Z)	Kaukraft (kp)	8	16	20	31	40	47	50	
	Masseter	3	6	8	13	18	25	30	
	Temporalis	1	2,5	3	7	11	15	18	
Abstützung bilateral mesial (M)	Kaukraft (kp)	7	15	19	25	30			
	Masseter	4	10	13	20	27			
	Temporalis	1	3	4	8	13			
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Stützseite	Kaukraft (kp)	10	21	26	44	58	71	82	
	Masseter	1	2	4	5	7	9	10	
	Temporalis	0	1	3	4	6,5	9	11	
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Balanceseite	Kaukraft (kp)	10	25	34	45	60	69	80	
	Masseter	2	5	7	9	12	14	16	
	Temporalis	0	0	0	1	1,5	2,5	4	

Tab. 5.5.1: Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Versuchsperson 5										
Abstützung unilateral zentral (Z) Elektr. Stützseite	Kaukraft (kp)	9	16	30	45	53	64	75	83	
	Masseter	1	2	4	6	7,5	8	10	11	
	Temporalis	0,5	1	2,5	5	6	9	11	13	
Abstützung unilateral zentral (Z) Elektr. Balanceseite	Kaukraft (kp)	8	20	29	41	53	62	74	78	
	Masseter	2,5	5	7	10	12	15	17	19,5	
	Temporalis	0	0	0,2	0,5	1	2	2,5	4,5	
Abstützung unilateral mesial (M) Elektr. Stützseite	Kaukraft (kp)	5	11	19	25	33	40			
	Masseter	1	2,5	4	5	7	8,5			
	Temporalis	0	0,5	2	3	4,5	6			
Abstützung unilateral mesial (M) Elektr. Balanceseite	Kaukraft (kp)	7	18	29	36	48	55			
	Masseter	3	6	8,5	11	15	17,5			
	Temporalis	0	0,5	1	1	2	3			

Tab. 5.6 : Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

Versuchsperson 6										
Abstützung bilateral distal (D)	Kaukraft (kp)	5	19	26	35	43	49	56		
	Masseter	2	5	8	10	15,5	19	26		
	Temporalis	0	1	2	3	5,5	8	11		
Abstützung bilateral zentral (Z)	Kaukraft (kp)	5	17	28	35	47	48	50		
	Masseter	2	5	9,5	14	18	25	29		
	Temporalis	0	1,5	3	5	7,5	10	13		
Abstützung bilateral mesial (M)	Kaukraft (kp)	6	12	18	22	23				
	Masseter	3	8	15	21	25				
	Temporalis	2	5	8	10	11				
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Stützseite	Kaukraft (kp)	8	18	30	38	45	54	66	72	
	Masseter	1	3,5	6	8	9	12	14,5	16	
	Temporalis	0	0,5	1,5	2	3	5	8	11	
Abstützung unilateral distal (D) Elektr. Balanceseite	Kaukraft (kp)	12	22	35	43	56	64	72	82	
	Masseter	1	4	7,5	10	12	15	18	20,5	
	Temporalis	0	0	0,5	1	2,5	3	5	7	

Tab. 5.6.1: Elektromyographische Aktivität von Masseter und Temporalis bei kontinuierlicher Steigerung der Kaukraft

		Versuchsperson 6									
Abstützung unilateral zentral (Z) Elektr. Stützseite	Kaukraft (kp)	8	20	28	41	52	59	71			
	Masseter	1,5	5	7	11	14	16	19			
	Temporalis	0	1	2,5	4	6	8,5	13			
Abstützung unilateral zentral (Z) Elektr. Balanceseite	Kaukraft (kp)	11	25	33	45	56	68	77			
	Masseter	1,5	6	8,5	12	15,5	19	23			
	Temporalis	0,5	1	1,5	2,5	4	6	7,5			
Abstützung unilateral mesial (M) Elektr. Stützseite	Kaukraft (kp)	5	12	19	25	31	36				
	Masseter	3	6	8,5	11	14	16				
	Temporalis	0,5	1	2,5	3,5	5	9,5				
Abstützung unilateral mesial (M) Elektr. Balanceseite	Kaukraft (kp)	4	12	19	24	30					
	Masseter	2	7	12	16	19,5					
	Temporalis	0	1	1,5	2	3,5					

Tab. 6.1 : Unterkiefer-Verwindung mit maximaler Kaukraft

Versuchsperson	Abstützung bilateral zentral (Z)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MP I'	+0,05	+0,11	+0,25	+0,18	+0,16	+0,20	+0,14	+0,22	+0,08	+0,12
MP II'	+0,01	+0,03	+0,11	+0,08	+0,07	+0,07	+0,06	+0,11	+0,04	+0,05
MP III'	+0,01	+0,04	+0,15	+0,05	+0,08	+0,10	+0,07	+0,08	+0,05	+0,08
MP IV'	+0,16	+0,16	+0,24	+0,20	+0,20	+0,19	+0,19	+0,23	+0,18	+0,16
MP V'	+0,14	+0,19	+0,36	+0,13	+0,20	+0,31	+0,22	+0,15	+0,16	+0,20

Wegänderung(mm)

Versuchsperson	Abstützung bilateral mesial (M)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MP I'	-0,08	+0,14	+0,02	+0,03	-0,06	+0,08	-0,05	+0,05	-0,03	+0,07
MP II'	+0,26	+0,40	+0,29	+0,31	+0,22	+0,32	+0,22	+0,35	+0,29	+0,35
MP III'	+0,36	+0,32	+0,29	+0,28	+0,24	+0,27	+0,32	+0,33	+0,33	+0,32
MP IV'	+0,40	+0,49	+0,30	+0,42	+0,31	+0,41	+0,36	+0,34	+0,34	+0,46
MP V'	+0,53	+0,37	+0,31	+0,41	+0,35	+0,31	+0,47	+0,35	+0,31	+0,44

Wegänderung(mm)

Tab. 6.2 : Unterkiefer-Verwindung mit maximaler Kaukraft

Versuchsperson	Abstützung bilateral zentral (Z)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Wegänderung(mm)	MP I'	+0,18	+0,23	+0,32	+0,20	+0,31	+0,28	+0,22	+0,26	+0,20
	MP II'	+0,32	+0,40	+0,45	+0,43	+0,55	+0,44	+0,39	+0,49	+0,33
	MP III'	+0,05	+0,10	+0,12	+0,11	+0,10	+0,08	+0,05	+0,06	+0,05
	MP IV'	+0,42	+0,43	+0,52	+0,50	+0,58	+0,48	+0,41	+0,52	+0,45
	MP V'	+0,16	+0,16	+0,20	+0,19	+0,18	+0,17	+0,17	+0,18	+0,13

Versuchsperson	Abstützung bilateral mesial (M)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Wegänderung(mm)	MP I'	+0,22	+0,18	+0,35	+0,32	+0,23	+0,20	+0,30	+0,24	+0,27
	MP II'	+0,44	+0,36	+0,41	+0,52	+0,51	+0,41	+0,37	+0,42	+0,47
	MP III'	+0,23	+0,26	+0,28	+0,36	+0,35	+0,20	+0,23	+0,31	+0,29
	MP IV'	+0,49	+0,45	+0,39	+0,60	+0,58	+0,45	+0,34	+0,50	+0,53
	MP V'	+0,32	+0,24	+0,32	+0,23	+0,33	+0,38	+0,31	+0,28	+0,29

Tab. 7.2 : Mathematische Beziehungen zur Berechnung der Biß- bzw. Gelenkkräfte und deren Wirkungsrichtung

Berechnung der Kräfte F_{MC} , F_{MA} , F_{TB} , F_{TA} :

$$F_{MC} = \frac{F_M \cdot \sin \gamma}{\sin \Omega}$$

$$F_{MA} = \frac{F_M \cdot \sin (\gamma - \gamma')}{\sin \Omega}$$

$$F_{TB} = \frac{F_T \cdot \sin \theta}{\sin \varepsilon}$$

$$F_{TA} = \frac{F_T \cdot \sin \beta}{\sin \varepsilon}$$

Berechnung der vorläufigen Bißkraft F_B' aus F_{MC} und F_{TB} :

$$F_B' = \sqrt{F_{MC}^2 + F_{TB}^2 - 2 F_{MC} \cdot F_{TB} \cdot \cos \varphi}$$

Berechnung der Kräfte F_{BE} , F_{BEH} , F_{BES} :

$$F_{BE} = \sqrt{F_{MA}^2 + F_{TA}^2 - 2 F_{MA} \cdot F_{TA} \cdot \cos (180 - \gamma')}$$

$$F_{BES} = F_{BE} \cdot \sin w$$

$$F_{BEH} = F_{BE} \cdot \cos w$$

Berechnung der Bißkraft F_B aus F_B' und F_{BEH} :

$$F_B = \sqrt{F_B'^2 + F_{BEH}^2 - 2 F_B' \cdot F_{BEH} \cdot \cos y}$$

Tab. 7.2.1: Mathematische Beziehungen zur Berechnung der Biß-
bzw. Gelenkkräfte und deren Wirkungsrichtung

Berechnung der zur Kauebene senkrechten Komponente (FBS) der
Bißkraft F_B :

$$FBS = F_B \cdot \cos \tau$$

Für jeweils einen Stützpunkt bleiben a, b, c und damit die Winkel:
 $\varepsilon, \varepsilon_1, \varphi, \psi, \psi_1, \nu, \nu_1, \lambda, \delta$ und x konstant.

Variiert werden: α und das Kraftverhältnis $F_M : F_T$

Alle berechneten Kräfte sind im Rechenprogramm durch F_T dividiert.
Das Rechenprogramm ist allgemein gültig, da keine Strecken, sondern
nur Winkel- und Kraftverhältnisse eingehen.

Tab. 7.3 : Kraftverhältnisse von Masseter, Pterygoideus und Temporalis (M/T) mit den dazugehörigen α -Temporalis für Gleichgewichtsbedingungen des Unterkiefers

Abstützung mesial

M/T	0,6	0,4	0,3	0,2	0,15	0,10	0,05
α	102,5°	92,5°	87,5°	82,5°	80,5°	77,5°	75,5°

Abstützung zentral

M/T	1	0,8	0,6	0,4	0,2	0,15	0,10	0,05
α	102,5°	93°	83°	75°	67°	65°	63°	61°

Abstützung distal

M/T	1,2	1	0,8	0,6	0,4	0,2	0,1
α	52°	48°	44°	40°	37°	33°	31°

Tab. 7.4 : Computerprogramm zur Berechnung der Zusammenhänge zwischen Zugrichtung des Temporalis, dem Kräfteverhältnis M/T und den Biß- bzw. Gelenkkraften

```

ANSI FORTRAN2.31/MASTER      INTEGER WORD SIZE = 1 , * OPTION IS OFF , 0 OPTION IS OFF      07/13/76      PAGE 001

LN 0082      DELT=EPSI*PSI*LM9,ALPHA,SA,ALPHA*GAMMA,DELTA,OM,EPSI*PSI*
LN 0083      1,SGAM*SGAM*GAMMA*GAMMA*FMC2,FMA,RETA,FTA,ETA,FTM,FTI2,F9,F9
LN 0084      2ME,X,Y,U,SGAM*SGAM*GAMMA*GAMMA*FMC2,FMA,RETA,FTA,ETA,FTM,FTI2,F9,F9
LN 0085      32,FI,IAU,F85,ALPH,Z,HFT3,SOEL,M9,FOM,NUI,NU,VAU,FI,FI3,F85,F85*FOM
LN 0086      6,CAUGO,1000) A,B,C,EP,PSI,DELTA,PSII,ALPHA,SA,ALPHA*GAMMA,VA,SV,M
LN 0087      1,SGAM*SGAM*GAMMA*GAMMA*FMC2,FMA,RETA,FTA,ETA,FTM,FTI2,F9,F9
LN 0088      WRITE(44,1002) A,B,C,EP,PSI,DELTA,PSII,ALPHA,SA,ALPHA*GAMMA,VA,NU,NUI
LN 0089      1,VO,SV,VE,ALPH,PSI*PSI
LN 0090      1,VO,SV,VE,ALPH,PSI*PSI
LN 0091      FAKT=3.141592/180.*8
LN 0092      EPS=EPS*FAKT
LN 0093      PSI=PSI*FAKT
LN 0094      DELT=DELTA*FAKT
LN 0095      LM9=LAMP*FAKT
LN 0096      ALPHA=ALPHA*FAKT
LN 0097      SA=SA*FAKT
LN 0098      VA=VA*FAKT
LN 0099      GAMMA=GAMMA*FAKT
LN 0100      OM=3.141592-PSI
LN 0101      CPSI=PSI*FAKT
LN 0102      EPSI=EPS*FAKT
LN 0103      NUI=NUI*FAKT
LN 0104      NUI=NUI*FAKT
LN 0105      X=X*FAKT
LN 0106      U=U*FAKT
LN 0107      V=V*FAKT
LN 0108      R=SIN(4U)
LN 0109      SOELT=SIN(DELTA)
LN 0110      SOM=SIN(OM)
LN 0111      SP31=SIN(PSI)
LN 0112      CDELT=COS(DELTA)
LN 0113      M2=3.141592-LAMP-PSII
LN 0114      V=V*FAKT
LN 0115      1 SGAM=SIN(GAMMA)
LN 0116      M2PSI=GAMMA
LN 0117      M2PSI=GAMMA
LN 0118      FMC=V*SGAM/SOM
LN 0119      FMC2=FMC*FMC
LN 0120      FMA=V*SGO/SOM
LN 0121      3 TETA=3.141592-EPS+PSI*ALPHA
LN 0122      DELTA=3.141592-EPS-TETA
LN 0123      FTA=SIN(DELTA)/SEP
LN 0124      FTM=SIN(DELTA)/SEP
LN 0125      FTI2=FTI2*F9
LN 0126      F9=SQRT(F82)
LN 0127      M9=PSI*FMC2
LN 0128      M9=PSI*FMC2
LN 0129      IF(49,LT,0.8) M=1
LN 0130      M9=ABS(M9)
LN 0131

```

Tab. 7.4.1: Computerprogramm zur Berechnung der Zusammenhänge zwischen Zugrichtung des Temporalis, dem Kräfteverhältnis M/T und den Biß- bzw. Gelenkkraften

```

LN 0055      IF(M9,LE-10,DE-30) M9=10,DE-30
LN 0056      FI(ANZ(MFT9,M9)
LN 0057      IF(N,EQ,1) FI(3,141592-FI
LN 0058      M9=M9+MFT9
LN 0059      FI=M9+MFT9
LN 0060      FBE=SQRT(FBE)
LN 0061      MFT9=MFT9
LN 0062      MFT9=MFT9
LN 0063      VAU(ANZ(MFT9,M9)
LN 0064      M=NJ1-3,141592+VAU
LN 0065      F(3,3F9+SI(N4)
LN 0066      F(3,3F9+SI(N4)
LN 0067      Y=3,141592-FI-X
LN 0068      MFT9=F9+SI(NY)
LN 0069      H9=F91-H+FB*CO5(Y)
LN 0070      H9=F91-H+FB*CO5(Y)
LN 0071      H9=ANZ(H9,M9)
LN 0072      IF(M9,LE-10,DE-30) M9=10,DE-30
LN 0073      FI(ANZ(MFT9,M9)
LN 0074      IF(N,EQ,1) FI(3,141592-FI
LN 0075      M9=M9+MFT9
LN 0076      TAU1=5747963-M8
LN 0077      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0078      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0079      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0080      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0081      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0082      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0083      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0084      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0085      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0086      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0087      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0088      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0089      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0090      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0091      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0092      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0093      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0094      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0095      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0096      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0097      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0098      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0099      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0100      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0101      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0102      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0103      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0104      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0105      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0106      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0107      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0108      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0109      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0110      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0111      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)
LN 0112      F(1,1F9+FB*CH*F(1,1-2,0F9+SI(N4)*CO5(Y)

```

LITERATURVERZEICHNIS

1. Ackermann, F.: Le Mécanisme des Machoires.
Paris 1953, 430
2. Ahlgren, J.: Mechanism of mastication.
Acta odont. scand. 24, 44 (1966)
3. Ahlgren, J. and Öwall, B.: Muskular Activity and
Chewing Force. A polygraphic Study of Human Mandi-
bular Movements.
Arch. oral. Biol. 15, 271 (1970)
4. Balters, W.: Neue Ergebnisse der Artikulationsforschung.
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 3, 249 (1936)
5. Bay, R. und Wild, H.: Die gysischen Hebelgesetze am
Unterkiefer.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 11, 879 (1945)
6. Betlmann, W., Fenner, R., Körner, M., Naumann, E.,
Schulze, E. und Scupin, U.: Elektromyographische
Untersuchungen am M. masseter. Zur Physiologie und
Pathophysiologie des orofazialen Systems.
Dtsch. Stomat. 20, 241 (1970)
7. Carlsöö, S.: Nervous coordination and mechanical function
of the mandibular elevators.
Acta. odont. scand. 10, 9 (1952)
8. Eichner, K.: Röntgenkinematographische Studien der
Bewegungen des Kondylus zahnloser Patienten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 251 (1967)

9. Eschler, J.: Kiefergelenksstörungen als mandibulo-motorische Inkoordination und ihre Therapie.
Therapiewoche 12, 842 (1962)
10. Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.
Teil III: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik.
C. Fischer, Jena 1911
11. Findlay, J. A.: Mandibular joint pressures.
J. dent. Res. 43, 140 (1964)
12. Göpfert, H. und C.: Funktionelle Beziehung zwischen Masseter- und Temporalis-Muskulatur in der Darstellung ihrer Aktionsströme.
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1530 u. 1851 (1955)
13. Greenfield, B. E. and Wyke, B. D.: Electromyographic studies of some of the muscles of mastication.
Brit. dent. J. 100, 129 (1956)
14. Gysi, A.: Studies on the Leverage Problem of the mandible.
Dent. Digest 27, 74 u. 144 (1921)
15. Gysi, A. und Köhler, U. L.: Zahnersatzkunde.
Urban & Schwarzenberg, Berlin - Wien 1929
16. Helluy, M.: Etude cinétique et dynamique du jeu mandibulaire dans l'abaissement et l'élévation simple.
Actual. odontostomat. 48, 147 (1962)

17. Hiltebrandt, C.: Die Unterkieferbewegungen und ihre Beziehung zum Kiefergelenk.
Zahnärztl. Rdsch. 47, 942 (1938)
18. Hultsch, H.: Untersuchungen und Messungen des Torsionsdruckes des funktionell deformierten Unterkiefers in der Molarengegend.
Med. Diss. Mainz 1959
19. Jung, F.: Die Elastizität der Skeletteile des Gebißsystems.
Stoma 5, 74 (1952)
20. Jung, F.: Elastizität der Skeletteile des jugendlichen Gebißsystems.
Fortschr. Kieferorthop. 13, 56 (1952)
21. Jung, F.: Die funktionell-elastische Deformation des Kieferknochens und die Eigenbeweglichkeit der Zähne.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 70, 17 (1960)
22. Kraft, E.: Über eine Untersuchung der menschlichen Kau-muskeltätigkeit während des Nachtschlafs.
Stoma. 12, 213 (1959)
23. Latif, A.: An electromyographic study of the temporalis muscle in normal persons during selected positions and movements of the mandible.
Amer. J. Orthodont. 43, 577 (1957)
24. Loos, St.: Die Mechanik der Kiefergelenke.
Urban & Schwarzenberg, Wien 1946

25. Marx, H.: Die funktionsbedingten elastischen Deformationen der menschlichen Mandibula.
Med. Habil. Schr. Mainz 1967
26. Möller, E.: Frontiers of oral Physiology. Physiology of Mastication.
S. Karger, Basel - München - Paris - London - New York - Sydney 1974
27. Motsch, A.: Kaufunktion und Kiefergelenkbeanspruchung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 819 (1968)
28. Moyers, R. E.: Electromyography analysis of certain muscles involved in temporomandibular movement.
Amer. J. Orthodont. 36, 487 (1950)
29. Page, H. C.: Temporomandibular joint physiology and jaw surgery.
Dent. Digest. 60, 54 (1954)
30. Prentiss, H. D.: Zit. M. Müller 1925
31. Puff, A.: Zur funktionellen Anatomie des Kiefergelenks.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 1385 (1963)
32. Puff, A. und Krause, G.: Röntgenkinematographische Untersuchungen am Kiefergelenk unter funktioneller Belastung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 189 (1965)
33. Rees, L. A.: The structure and function of the mandibular joint.
Brit. dent. J. 96, 125 (1954)

34. Robinson, M.: Temporomandibular joint: Theory of reflex controlled nonlever action of the mandible.
J. Amer. dent. Ass. 33, 1260 (1946)
35. Roydhouse, R.H.: The temporomandibular joint: Upward force of the condyles on the cranium.
J. Amer. dent. Ass. 50, 166 (1955)
36. Saalfrank, K.: Über die Elastizität des Kieferknochens in Abhängigkeit von dem Funktionszustand des Gebißsystems.
Med. Diss. Mainz 1955
37. Schröder, H.: Zur Frage der Belastung und Entlastung des Kiefergelenks.
Vjschr. Zahnheilk. 50, H. 1 (1934)
38. Schumacher, G.H.: Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur.
Jena 1961, 47
39. Sicher, H.: Temporomandibular articulation in mandibular overclosure.
J. Amer. dent. Ass. 36, 131 (1948)
40. Sicher, H.: Zur Anatomie des Kiefergelenks.
Z. Stomat. 27, 27 (1929)
41. Spreng, M. und Mans, A.: Amplitude und Frequenz unterschiedlich vorgedehnter Kaumuskulatur bei willkürlich kontrollierter Kraftkonstanz.
Med. Diss Erlangen 1975
42. Steinhardt, G.: Untersuchung über die Beanspruchung der Kiefergelenke und ihre geweblichen Folgen.
Dtsch. Zahnheilk. H. 91, 1, G. Thieme, Leipzig 1934

43. Steinhardt, G.: Zur Belastung der Kiefergelenke.
Zahnärztl. Rdsch. 48, 1121 (1939)
44. Uhlig, H.: Über die Kaukraft.
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 30 (1953)
45. Walkhof, O.: Der menschliche Unterkiefer im Lichte der
Entwicklungsmechanik.
Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 18, 529 (1900) und 18, 111 (1901)
46. Weber-Thedy, K.-W.: Kritischer Beitrag zur Artikulations-
lehre.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1266 (1962)
47. Weigele, B.: Ein Versuch, am Bau des Unterkiefers die
Gesetze der Mechanik und Statik aufzufinden.
Corresp.-B. Zahnheilk. 47, 3 (1921)
48. Wetzell, G.: Versuche und Beobachtungen zur Schädelstatik.
Z. Anat. Entw. Gesch. 76, 261 (1925)
49. Wilson, G. H.: Zit. M. Müller 1925
50. Winkler, R.: Über den funktionellen Bau des Unterkiefers.
Z. Stomat. 19, 403 (1921)
51. Zák, B.: Elastische Reaktionen der Alveolenwand bei
orthodontischen Maßnahmen.
Dtsch. Zahn-, Mund- Kieferheilk. 8, 283 und
8, 448 (1941)

Copy-Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30

Tel. 09131-26197